



Étude de références dosimétriques nationales en radiothérapie externe : application aux irradiations conformationnelles

Maïwenn Le Roy

► To cite this version:

Maïwenn Le Roy. Étude de références dosimétriques nationales en radiothérapie externe : application aux irradiations conformationnelles. Physique Médicale [physics.med-ph]. Université Nice Sophia Antipolis, 2011. Français. NNT : 2011NICE4095 . tel-00725265

HAL Id: tel-00725265

<https://theses.hal.science/tel-00725265>

Submitted on 24 Aug 2012

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITE DE NICE-SOPHIA ANTIPOLIS - UFR Sciences
École Doctorale de Sciences Fondamentales et Appliquées

T H E S E

Présentée pour obtenir le titre de
Docteur en Sciences de l'Université de Nice Sophia-Antipolis
Spécialité : PHYSIQUE

par

Maïwenn LE ROY

ÉTUDE DE REFERENCES DOSIMETRIQUES NATIONALES EN RADIOTHERAPIE EXTERNE - APPLICATION AUX IRRADIATIONS CONFORMATIONNELLES

Soutenue publiquement le 8 Septembre 2011 devant le jury composé de :

BARTHE Jean Professeur, INSTN / CEA Saclay	Examineur
BENSADOUN René-Jean Professeur, Service d'Oncologie CHU de Poitiers	Examineur
BORDY Jean-Marc Laboratoire National Henri Becquerel, CEA Saclay, LIST	Co-directeur de Thèse
FERNANDEZ Francisco Professeur, Université Autonome de Barcelone	Président du jury
FRANCOIS Pascal Service de Physique Médicale, Institut Curie – Paris	Rapporteur
GERARD Jean-Pierre Professeur, Centre Antoine Lacassagne – Nice	Examineur
HACHEM Sabet Professeur, Université de Nice Sophia-Antipolis	Directeur de Thèse
MARCIE Serge Service de Physique Médicale, Centre Antoine Lacassagne – Nice	Rapporteur

Remerciements

*Je remercie tout d'abord **Monsieur François Damoy**, chef du Laboratoire National Henri Becquerel, de m'avoir accueillie au sein de son laboratoire pendant ses trois années.*

*Je tiens à exprimer ma gratitude à **Jean-Marc Bordy** pour avoir encadré et dirigé ce travail. Je le remercie de la confiance qu'il m'a accordée, de son accompagnement et de sa grande disponibilité tout au long de ces trois années.*

*Mes remerciements vont au Professeur **Sabet Hachem**, co-directeur de cette thèse, pour m'avoir fait profiter de son expérience et pour ses conseils avisés lors de la rédaction de ce manuscrit.*

Je tiens également à remercier :

*Monsieur **Francisco Fernandez**, Professeur à l'Université Autonome de Barcelone, d'avoir accepté de présider le jury de cette thèse.*

*Messieurs **Pascal François** et **Serge Marcié**, physiciens médicaux à l'Institut Curie de Paris et au Centre Antoine Lacassagne de Nice, de m'avoir fait l'honneur d'être les rapporteurs de ce travail. Leurs critiques et interrogations ont permis l'amélioration de ce manuscrit.*

*Messieurs **Jean Barthe**, professeur à l'INSTN, **René Jean Bensadoun**, Professeur au CHU de Poitiers et **Jean-Pierre Gérard**, Professeur au Centre Antoine Lacassagne de Nice, d'avoir accepté d'être membres du jury.*

Ces trois années n'auraient pas été si agréables sans l'ambiance chaleureuse qui règne au Laboratoire de Métrologie de la Dose. Que toute l'équipe reçoive ici ma profonde gratitude pour l'accueil qui m'a été réservé et que chacun(e) se sente remercié(e) en particulier.

Je tiens en particulier à exprimer ma reconnaissance à ceux, nombreux, qui ont participé à ce projet.

GRAND MERCI à :

***Frank Delaunay** qui m'a laissé envahir son bureau et troubler sa tranquillité tout en m'introduisant dans le monde passionnant des références dosimétriques. Ses conseils, sa gentillesse et son soutien m'ont été d'une grande aide.*

***Soizic Sorel** qui a réalisé une grande partie des mesures à l'accélérateur et m'a initiée non seulement à la pratique des mesures dans un laboratoire de métrologie mais également à la notion de « shopping avec plaisir ». Sa présence a eu un rôle prépondérant dans mon intégration à l'équipe.*

***Didier Vermesse** et **Line Sommier** qui ont succédé à Soizic suite à son départ.*

***Loïc de Carlan** pour sa participation à la réalisation technique de ce projet mais aussi pour son soutien, ses conseils et bien sûr, ses phrases pleines de sagesse.*

Aimé Ostrowsky pour son immense expérience, sa bonne volonté permanente et sa force de caractère. Comme il le dit si bien « qui me survit pendant trois ans, en ressort plus fort ».

Jean Gouriou pour sa participation aux calculs Monte Carlo, Valérie Lourenço pour la dosimétrie de Fricke, Tristan Garcia pour la dosimétrie alanine, Josiane Daures pour sa participation à la calorimétrie et Marc Donois pour les mesures au Co⁶⁰.

Merci aussi aux stagiaires qui ont apporté leur pierre à l'édifice : Aurélie Vouillaume, Pauline Fournier et Jamal El Hajjaji.

J'ai également une pensée particulière pour Nicolas avec qui j'ai partagé mes joies et peines « thésardiennes », Johann pour son écoute lors des moments difficiles, et (s)tiens, j'allais oublier, Christel et Fabien, pour leur bonne humeur et les activités cathartiques à disposition dans leur bureau.

La fin de cette thèse marque aussi le début d'une autre période de ma vie. Pour ceci, ma reconnaissance va à nouveau à Monsieur François Damoy et Loïc de Carlan qui m'ont donné la possibilité de rester au LNHB.

Dernier point, mais non des moindres, je tiens à remercier tous les proches qui m'ont soutenue à un moment donné de ma longue vie d'étudiante : Aurélien, Carole, les Donvily, the 4 H's, Gwenole, Tiphaine, ...

Mes parents qui m'ont toujours soutenue et accompagnée dans mes choix, sans jamais m'imposer leurs envies.

Valérie qui m'a aidée à traverser les moments difficiles de ces trois dernières années. Je lui souhaite le meilleur, avec toute mon amitié.

Baptiste qui m'a encouragée, chouchoutée et accompagnée pendant toute cette aventure tel Maverick pilotant son F-14 Tomcat.

A Henriette et Louissette

Étude de références dosimétriques nationales en radiothérapie externe : application aux irradiations conformationnelles

Résumé - Le développement de nouvelles modalités de traitement telles que la RCMI et la radiothérapie stéréotaxique s'accompagne d'une utilisation croissante de champs d'irradiation complexes obtenus par superposition de faisceaux de petite taille ayant de multiples angles d'incidence. Ces nouvelles conditions de traitement sont très différentes des conditions de référence sur lesquelles se basent les protocoles dosimétriques internationaux.

Ces travaux de thèse se proposent de réaliser des références dosimétriques pour des champs d'irradiation de dimensions inférieures à $10 \times 10 \text{ cm}^2$, à savoir 4×4 et $2 \times 2 \text{ cm}^2$. Il s'agit, dans la pratique, de comparer les coefficients d'étalonnage d'une chambre d'ionisation en termes de dose absorbée dans l'eau, pour les faisceaux de photons de 6 MV (avec et sans cône égalisateur) et de 12 MV de l'accélérateur linéaire médical du LNHB.

Les références ont été déterminées à partir d'une mesure par calorimétrie graphite. Pour les mesures en champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$, un calorimètre disposant d'un absorbeur de petites dimensions a été construit. Par ailleurs, une chambre d'ionisation adaptée à cette taille de champ a été recherchée.

Nous avons montré que, pour les faisceaux étudiés, le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation de référence est indépendant de la dimension du champ d'irradiation entre 10×10 et $2 \times 2 \text{ cm}^2$, aux incertitudes près (environ 0,4 % à un écart-type).

Study of national dosimetric standards for external beam radiotherapy: application to conformal irradiations

Abstract - The development of new treatment modalities such as IMRT and stereotactic radiotherapy has led to an increasing use of complex fields composed of small beams with multiple incidence angles. These new treatment conditions are very far from classical reference conditions on which international dosimetry protocols are based.

In this work, we propose to realize dosimetric standards for radiation fields smaller than the standard $10 \times 10 \text{ cm}^2$ field, namely 4×4 and $2 \times 2 \text{ cm}^2$. The calibration coefficients of an ionization chamber in terms of absorbed dose to water for these radiation fields were compared in the 6 MV (with and without flattening filter) and 12 MV beams of LNHB medical linac.

The references were established from a graphite calorimetry measurement. A graphite calorimeter of small sensitive volume was built specifically for the $2 \times 2 \text{ cm}^2$ field. In addition, an ionization chamber suitable to this field size was looked for.

We showed that, for the studied beams, the reference chamber's calibration coefficient is independent of the radiation field size between 10×10 and $2 \times 2 \text{ cm}^2$, within uncertainties (about 0.4 % at one standard deviation).

Table des matières

REMERCIEMENTS	III
RESUME.....	VII
ABSTRACT	VII
TABLE DES MATIERES	IX
SIGLES ET ACRONYMES	XV

INTRODUCTION GENERALE	1
------------------------------------	----------

CHAPITRE I - OBJET DE L'ETUDE : ADEQUATION DES REFERENCES DOSIMETRIQUES A L'EVOLUTION DES TRAITEMENTS PAR RADIOTHERAPIE EXTERNE	5
I.1. CONTEXTE.....	7
I.2. DE LA REFERENCE DOSIMETRIQUE A LA DOSE AU PATIENT	7
I.3. ÉVOLUTION DES TECHNIQUES DE RADIOTHERAPIE EXTERNE	10
I.4. ÉTABLISSEMENT D'UNE REFERENCE EN TERMES DE DOSE ABSORBÉE DANS L'EAU : ÉTAT DE L'ART	15
I.4.1] Conditions d'établissement des références dosimétriques.....	15
I.4.2] Méthodologie.....	16
I.5. VERS L'ÉTABLISSEMENT DE REFERENCES DOSIMETRIQUES ADAPTEES AUX NOUVELLES MODALITES DE TRAITEMENT.....	18

CHAPITRE II - ÉTABLISSEMENT DES REFERENCES DOSIMETRIQUES : MATERIELS ET METHODES	21
II.1. METHODOLOGIE POUR L'ÉTABLISSEMENT DES REFERENCES	23
II.2. FORMALISME.....	24
II.2.1] Informations préliminaires.....	24
II.2.2] Champs $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et $4 \times 4 \text{ cm}^2$	25
II.2.2.1] Calorimétrie graphite.....	25
II.2.2.2] Transfert graphite-eau à l'aide d'un dosimètre de transfert	26
II.2.2.3] Transfert graphite-eau direct	28
II.2.3] Adaptation au champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$	30
II.2.4] Discussion	30
II.2.4.1] Avantage et inconvénient de la méthode directe.....	30
II.2.4.2] Comparaison des méthodes « directe » et « avec dosimètre de transfert »....	31
II.3. L'ACCELERATEUR LINEAIRE SATURNE 43	31
II.3.1] Présentation générale	32

II.3.2] Faisceaux étudiés et méthodologie des mesures	34
II.3.2.1] Énergie et collimation des faisceaux étudiés.....	34
II.3.2.2] Deux milieux d'intérêt : l'eau et le graphite.....	35
II.3.2.3] Positionnement initial de l'instrument de mesure et du fantôme	35
II.3.2.4] Déplacements manuels et automatisés :	36
II.3.2.5] Monitoring du faisceau	36
II.3.2.6] Programmation des mesures.....	38
II.4. SIMULATIONS MONTE CARLO DES FAISCEAUX ETUDIÉS.....	39
II.4.1] Présentation du code PENELOPE.....	39
II.4.2] Méthodologie.....	40
CHAPITRE III - LES DOSIMETRES : DESCRIPTION ET FONCTIONNEMENT ...	45
III.1. INTRODUCTION.....	47
III.2. LA CALORIMETRIE GRAPHITE	47
III.2.1] Caractéristiques techniques des calorimètres GR9 et GR10.....	48
III.2.1.1] Description	48
III.2.1.2] Échanges et régulation thermiques	49
III.2.2] Principe de la mesure par calorimétrie graphite.....	50
III.2.3] Modélisation Monte Carlo	51
III.2.4] Facteurs de correction de perturbation pour les impuretés	51
III.3. LES DOSIMETRES DE TRANSFERT GRAPHITE-EAU	52
III.3.1] Champs 10×10 et $4 \times 4 \text{ cm}^2$: la dosimétrie de Fricke.....	52
III.3.1.1] Présentation.....	52
III.3.1.2] Dosimètres et irradiations	53
III.3.1.3] Mesure spectrophotométrique.....	55
III.3.1.4] Calculs dosimétriques et application au transfert graphite-eau	56
III.3.2] Champs $2 \times 2 \text{ cm}^2$: la dosimétrie alanine/RPE	56
III.3.2.1] Présentation.....	56
III.3.2.2] Dosimètres et irradiations	58
III.3.2.3] Lectures spectrométriques et calculs dosimétriques par la méthode des pentes	59
III.4. LES CHAMBRES D'IONISATION.....	60
III.4.1] Principe de fonctionnement.....	60
III.4.2] Détermination du courant d'ionisation produit sous irradiation dans les conditions de référence	61
III.4.2.1] Effets des conditions atmosphériques : correction de température, pression et hygrométrie, k_{T_pH}	61
III.4.2.2] Effet de la polarité de la tension appliquée : correction de polarité, k_{pol}	62
III.4.2.3] Effet de la tension appliquée : correction de recombinaison, k_s	62
III.4.2.4] Courants de fuite	64
III.4.2.5] Facteur de correction pour la non-uniformité de la distribution de dose, k_{prof}	64
III.4.2.6] Implication au niveau du formalisme pour l'établissement des références ..	65
III.5. CONCLUSION DU CHAPITRE III.....	66

CHAPITRE IV - RECHERCHE D'UNE CHAMBRE D'IONISATION DE REFERENCE ADAPTEE AU CHAMP 2 X 2 CM²	69
IV.1. PROBLEMATIQUE.....	71
IV.2. LES CHAMBRES D'IONISATION ETUDIEES	71
IV.3. LE DISPOSITIF EXPERIMENTAL	72
IV.4. STABILITE DES CHAMBRES PLACEES DANS L' AIR	73
IV.5. ÉTUDE DES CHAMBRES PLACEES DANS LES BILLES DE VERRE : PROTOCOLE ET CRITERES DE SELECTION	75
IV.6. COURANTS DE FUITE.....	77
IV.7. STABILITE A TENSION CONSTANTE SOUS IRRADIATION CONTINUE	78
IV.8. COURBES DE SATURATION	79
IV.8.1] <i>Les détecteurs se comportent-ils comme des chambres d'ionisation ?</i>	79
IV.8.2] <i>Correction de polarité</i>	85
IV.9. SYNTHÈSE ET CHOIX DE LA CHAMBRE	86
IV.10. ÉTUDE DE L'EFFICACITE DE COLLECTE DE LA CHAMBRE DE REFERENCE.....	87
IV.11. CONCLUSION DU CHAPITRE IV	89

CHAPITRE V - RESULTATS EXPERIMENTAUX ET RESULTATS DES SIMULATIONS MONTE CARLO	91
V.1. DEVELOPPEMENT DU FORMALISME	93
V.1.1] <i>Calcul des coefficients d'étalonnage par la méthode avec dosimètre de transfert</i>	93
V.1.2] <i>Calcul des coefficients d'étalonnage par la méthode directe</i>	94
V.1.3] <i>Comparaison de la méthode directe à la méthode avec dosimètre de transfert ..</i>	95
V.2. INFORMATIONS PRELIMINAIRES CONCERNANT LES MESURES.....	96
V.2.1] <i>Répartition temporelle des mesures</i>	96
V.2.2] <i>Chambres d'ionisation de référence utilisées</i>	97
V.2.3] <i>Évaluation des incertitudes</i>	97
V.3. INDICE DE QUALITE DES FAISCEAUX	99
V.4. CALCULS DES FACTEURS DE CORRECTION ASSOCIES AUX CHAMBRES D'IONISATION	101
V.4.1] <i>Introduction</i>	101
V.4.2] <i>Facteurs de correction de saturation et de polarité</i>	102
V.4.3] <i>Facteur de correction de profil</i>	106
V.5. CALORIMETRIE GRAPHITE	110
V.6. ALTERNANCE DE MESURES IONOMETRIQUES DANS L'EAU ET LE GRAPHITE AU COURS D'UNE MEME JOURNEE.....	112
V.7. TRANSFERT DE LA DOSE ABSORBEE DANS LE GRAPHITE A LA DOSE ABSORBEE DANS L'EAU AU MOYEN DE DOSIMETRES DE TRANSFERT	114

V.7.1]	<i>Dosimétrie de Fricke en champs 10 x 10 cm² et 4 x 4 cm²</i>	114
V.7.2]	<i>Dosimétrie alanine/RPE en champ 2 x 2 cm²</i>	115
V.8.	RESULTATS DES SIMULATIONS MONTE CARLO	117
V.8.1]	<i>Première partie : ajustement des paramètres des électrons primaires</i>	117
V.8.2]	<i>Seconde partie : calculs de dose dans les dosimètres</i>	123
V.9.	CALCUL DE k_{vol} à ponct	126
 CHAPITRE VI - REFERENCES DOSIMETRIQUES EN CHAMPS 10 X 10, 4 X 4 ET 2 X 2 CM² : COMPARAISON ET DISCUSSION		129
VI.1.	DETERMINATION DES COEFFICIENTS D'ETALONNAGE EN CHAMPS 10 X 10, 4 X 4 ET 2 X 2 CM ²	131
VI.2.	COMPARAISON DES METHODES DE TRANSFERT GRAPHITE-EAU	135
VI.3.	CHOIX D'UN INDICE DE QUALITE	137
VI.3.1]	<i>Introduction</i>	137
VI.3.2]	<i>Étude de la variation des k_Q' en fonction des $TPR_{20,10}$</i>	137
VI.3.3]	<i>Étude de la variation des k_Q' en fonction des $S_{w,air}$</i>	139
VI.4.	COMPARAISON DES COEFFICIENTS D'ETALONNAGE DE LA CHAMBRE EXRADIN A1SL N°100988	142
VI.5.	CONCLUSION DU CHAPITRE VI	143
 CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES.....		145
 BIBLIOGRAPHIE		151
ANNEXE A - PLAN DU COLLIMATEUR ADDITIONNEL		159
ANNEXE B - LEXIQUE CODE PENELOPE		163
ANNEXE C- ANALYSE DES RESULTATS A PARTIR DU TRANSFERT EXPERIMENTAL		165

Sigles et acronymes

AAPM : American Association of Physicists in Medicine
AFNOR : Association Française de NORmalisation
AIEA : Agence Internationale de l'Énergie Atomique
BdF : Bruit de Fond
BIPM : Bureau International des Poids et Mesures
CEA : Commissariat à l'Énergie Atomique et aux Énergies Alternatives
CEI : Commission Électrotechnique Internationale
COFRAC : COMité FRANçais d'ACcréditation
DELPHES : Dosimétrie des Électrons et Photons de Hautes ÉnergieS
DSD : Distance Source-Détecteur
DSP : Distance Source-Peau
EBCT : External Beam Cancer Therapy
EGS : Electron Gamma Shower
ESTRO : European Society for Therapeutic Radiology and Oncology
EURAMET : EURopean Association of national METrology institutes
EURATOM : EURopean ATOMIC energy community
FWHM : Full Width at Half Maximum
GUM : Guide to the expression of Uncertainty in Measurement
ICRU : International Commission on Radiation Units and measurements
INCA : Institut National du Cancer
IRM : Imagerie par Résonance Magnétique
ISO : International Organization for Standardization
JCGM : Joint Committee for Guides in Metrology
JO.RF : Journal Officiel de la République Française
JO.UE : Journal Officiel de l'Union Européenne
LEA : Laboratoire d'Étalonnage Accrédité
LINAC : LINear ACcelerator
LIST : Laboratoire d'Intégration de Systèmes et des Technologies
LMD : Laboratoire de Métrologie de la Dose
LNE : Laboratoire National de métrologie et d'Essais
LNHB : Laboratoire National Henri Becquerel
METAS : Office fédéral de métrologie
MLC : MultiLeaf Collimator
NPL : National Physical Laboratory

NRCC : National Research Council Canada
OAR : Organs At Risk
ORL : Otho-Rhino-Laryngé
PENELOPE : PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons
PMMA : PolyMethyl MethAcrylate
PRV : Planning organ at Risk Volume
PSF : Phase Space File
PTB : Physikalisch-Technische Bundesanstalt
PTV : Planning Target Volume
RC-3D : Radiothérapie Conformationnelle en 3 Dimensions
RCMI : Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité
RPE : Résonance Paramagnétique Électronique
SFPM : Société Française de Physique Médicale
SI : Système International d'unités
TEP : Tomographie par Émission de Positons
TPR : Tissue Phantom Ratio
TPS : Treatment Planning System

Introduction générale

Dans le cadre de la prise en charge d'un patient atteint d'un cancer, les deux principales indications de la radiothérapie externe sont:

- l'indication curative dont l'objectif est de détruire toutes les cellules cancéreuses afin d'obtenir la guérison du cancer ;
- l'indication palliative dont le but est de freiner l'évolution tumorale ou de soulager le malade (par exemple dans le cas de douleurs dues à la présence de métastases osseuses) ;

En 2009, en France, près de 170 000 patients ont été traités par radiothérapie externe, soit environ 50% des cas de nouveaux cancers [INCA, 2010].

Les traitements curatifs sont en général d'autant plus efficaces que la dose de rayonnement ionisant délivrée à la tumeur est élevée. Par contre, les tissus sains voisins de la tumeur doivent être protégés pour éviter des effets secondaires irréversibles. Dans cet objectif, de nouvelles modalités de traitement telles que la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI) ont été développées ces dernières années. Utilisant des faisceaux de photons X d'énergie comprise entre 4 et 25 MeV, ces techniques permettent d'adapter le volume d'irradiation à la tumeur et de protéger au mieux les organes à risque environnants.

Ces nouvelles modalités sont en particulier caractérisées par l'utilisation de champs d'irradiation de plus en plus petits (jusqu'à 0,4 cm de diamètre au minimum). Pour de tels faisceaux, la traçabilité « aux » étalons nationaux de la dose délivrée apparaît de plus en plus complexe. En effet, les détecteurs utilisés pour mesurer le débit de dose des faisceaux de traitement sont actuellement raccordés aux étalons nationaux dans des conditions de référence s'éloignant fortement des conditions de traitement (à savoir, des champs d'irradiation de 10 x 10 cm² définis à 100 cm de la source de rayons X).

Dans cette thèse, nous proposons d'entamer le processus de rapprochement de la métrologie et de la clinique en établissant des références dosimétriques pour des champs d'irradiation de dimensions inférieures à 10 x 10 cm², à savoir 4 x 4 et 2 x 2 cm². Il s'agit, dans la pratique, de comparer les coefficients d'étalonnage d'une chambre d'ionisation en termes de dose absorbée dans l'eau, pour les faisceaux de photons de 6 MV, avec et sans cône égalisateur, et de 12 MV de l'accélérateur linéaire médical du LNE-LNHB (Laboratoire National Henri Becquerel).

Le présent mémoire est scindé en six chapitres.

Le premier chapitre présente une étude de l'adéquation des références dosimétriques à l'évolution des traitements par radiothérapie externe.

Le deuxième chapitre est consacré à la présentation de la méthodologie et du formalisme utilisé pour établir les références dosimétriques au moyen d'un étalon primaire, le calorimètre graphite, et d'un transfert de la dose absorbée dans le graphite à la dose absorbée dans l'eau. Ce transfert est réalisé, soit directement par simulations Monte Carlo, soit expérimentalement à l'aide de dosimètres de Fricke ou de dosimètres à l'alanine. Une chambre d'ionisation de référence est alors étalonnée en termes de dose absorbée dans l'eau. L'accélérateur Saturne 43 du LNHB et son environnement expérimental sont également présentés avant d'aborder la modélisation des faisceaux au moyen de simulations Monte Carlo.

Les deux chapitres suivants sont dédiés à la présentation et à l'étude des dosimètres utilisés. Les caractéristiques techniques et le fonctionnement des calorimètres en graphite, des dosimètres de transfert et des chambres d'ionisation sont décrits dans le troisième chapitre. Le quatrième chapitre est consacré au choix d'une chambre d'ionisation de référence pour les mesures dans le champ de $2 \times 2 \text{ cm}^2$. Pour ceci une étude détaillée des chambres d'ionisation de petit volume est réalisée.

Le cinquième chapitre présente les résultats expérimentaux et numériques utiles à l'établissement des références dosimétriques.

Le sixième et dernier chapitre est, quant à lui, consacré à la présentation et à la discussion des résultats selon trois axes :

- La comparaison des deux méthodes de transfert graphite-eau (« directe par simulations Monte Carlo » et « expérimentale par dosimétrie de Fricke ou alanine ») ;
- Le choix d'un indice de qualité des faisceaux adapté à des champs d'irradiation de dimensions variables ;
- La comparaison des coefficients d'étalonnage de la chambre d'ionisation de référence en champ 10×10 , 4×4 et $2 \times 2 \text{ cm}^2$;

Les travaux de recherche de cette thèse ont été effectués au LNHB dans le cadre d'un projet réunissant les laboratoires nationaux de métrologie européens sous l'égide de l'association de métrologie EURAMET. Ils ont été financés par le programme « Seventh Framework Programme, ERA-NET Plus » de l'Union Européenne (accord n° 217257), par le LNE (Laboratoire National de métrologie et d'Essais) et par le CEA (Commissariat à l'Energie Atomique et aux Energies Alternatives).

Chapitre I

Objet de l'étude :

**Adéquation des références dosimétriques à
l'évolution des traitements par radiothérapie
externe**

I.1. Contexte

L'objectif d'un traitement par radiothérapie est de détruire les cellules tumorales tout en préservant au mieux les tissus sains. Dès lors que l'on accroît la dose à la tumeur pour une meilleure efficacité du traitement, la dose délivrée aux tissus sains environnants augmente. Deux champs d'action s'ouvrent alors pour aboutir à une irradiation plus sélective : la maîtrise des volumes à traiter et celle des faisceaux d'irradiation. L'identification des volumes à traiter a très largement progressé à la fin du 20^{ème} siècle avec l'essor de l'imagerie tridimensionnelle. Parallèlement, l'évolution technologique des appareils de traitement, avec le passage de la radiothérapie conventionnelle vers la radiothérapie conformationnelle puis vers la RCMI, a permis une maîtrise accrue de la « balistique »¹ des faisceaux d'irradiation et donc de la dose absorbée délivrée lors du traitement.

Pour la dose absorbée, comme pour toute grandeur, la traçabilité² « au » Système International d'unités (SI) doit être assurée. Cette exigence est inscrite dans la réglementation européenne au travers de la directive 97/43/EURATOM du 30 juin 1997, appliquée en France par l'arrêté du 3 mars 2003 fixant la liste des dispositifs médicaux soumis à l'obligation de maintenance et au contrôle qualité interne et externe [JO.RF, 2003 ; JO.U.E, 1997].

Dans ce chapitre, nous présentons la chaîne métrologique assurant la traçabilité de la dose délivrée au patient. Nous décrivons ensuite les évolutions technologiques ayant abouti aux traitements par RCMI. Enfin, nous réalisons un état des lieux critique des méthodes utilisées pour établir les références dosimétriques et des conditions dans lesquelles elles sont établies.

I.2. De la référence dosimétrique à la dose au patient

La dose absorbée notée D est définie dans le rapport n°85 de l'ICRU (International Commission on Radiation Units and measurements) par la relation $D = d\bar{\epsilon}/dm$ où $d\bar{\epsilon}$ est l'énergie moyenne absorbée par un petit volume de masse dm [ICRU85, 2011]. Elle s'exprime, dans le Système International d'unités, en gray (Gy), unité homogène à des $J \cdot kg^{-1}$ ($1 Gy = 1 J \cdot kg^{-1}$).

¹ Ce terme inclut la description de l'orientation et de la collimation des faisceaux pour une meilleure conformation du volume irradié au volume cible.

² La traçabilité est la propriété d'un résultat selon laquelle ce résultat peut être relié à une référence par l'intermédiaire d'une chaîne ininterrompue et documentée d'étalonnages dont chacun contribue à l'incertitude associée à ce résultat.

La chaîne métrologique assurant la traçabilité de la dose délivrée au patient à une référence dosimétrique comporte quatre étapes décrites ci-après (figure I.1).

- i. **La valeur de référence de la dose absorbée dans l'eau³ est fournie par un laboratoire national de métrologie.** Des comparaisons, organisées par le BIPM (Bureau International des Poids et Mesures), par les associations régionales des laboratoires de métrologie telles qu'EURAMET (European Association of National Metrology Institutes) ou par des laboratoires individuels, permettent d'établir des degrés d'équivalence entre les références nationales existantes.
- ii. **La référence est transférée à l'utilisateur.** Dans le cas du transfert à un service de radiothérapie, un dosimètre de transfert de ce service (souvent une chambre d'ionisation) est étalonné en termes de dose absorbée dans l'eau. Cet étalonnage est réalisé par un laboratoire d'étalonnage accrédité (LEA) qui peut être le laboratoire national de métrologie ou un laboratoire raccordé à ce dernier. Un LEA doit être certifié conforme à la norme ISO/CEI 17025 qui décrit les exigences générales concernant la compétence des laboratoires d'étalonnages et d'essais [AFNOR, 2005].

En France, pour la radiothérapie, ces deux étapes sont assurées par le Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB) / Laboratoire de Métrologie de la Dose (LMD) appartenant à l'Institut LIST du CEA et fédéré au LNE (Laboratoire National de métrologie et d'Essais). Pour les faisceaux de l'accélérateur linéaire du LNHB, les références sont établies à partir d'un instrument de mesure primaire⁴ et c'est une chambre d'ionisation du laboratoire, étalonnée par rapport à cette référence, qui joue le rôle d'étalon de travail⁵ du laboratoire.

- iii. **Le physicien médical du service de radiothérapie détermine le débit de dose des faisceaux de son installation** au moyen du dosimètre de transfert étalonné par le LEA. Cette tâche, réalisée au moins une fois par an, fait partie de la « recette » de la machine réalisée pour le paramétrage du système de planification du traitement (TPS).
- iv. **Le traitement du patient est planifié.** L'équipe médicale *définit les volumes d'intérêt* tels que le volume cible prévisionnel (ou PTV pour « Planning Target Volume) et le volume prévisionnel correspondant aux organes à risques (ou PRV « Planning organ at Risk Volume »). Le PTV (respectivement le PRV) contient non seulement le volume cible clinique (respectivement les organes à risques) mais également une marge de sécurité pour prendre en compte les mouvements dus au patient et les incertitudes liées à l'équipement et à la mise en place. Le médecin *prescrit la*

³ L'eau, de par son importance dans la composition des tissus humains et de par sa disponibilité, est utilisée comme milieu de référence pour la radiothérapie externe.

⁴ Un instrument de mesure primaire est un instrument qui ne nécessite pas d'étalonnage dans la grandeur qu'il mesure, on parle souvent dans ce cas de mesure absolue.

⁵ En métrologie, un étalon de travail est un « étalon qui est utilisé couramment pour étalonner ou contrôler des instruments de mesure ou des systèmes de mesure ».

dose à délivrer au PTV et le plan de traitement est optimisé par le physicien à l'aide d'un logiciel de planification de traitement (ou TPS, « Treatment Planning System »). Ce plan contient l'orientation, la forme et la taille de chaque faisceau utilisé ainsi que les temps d'irradiation associés.

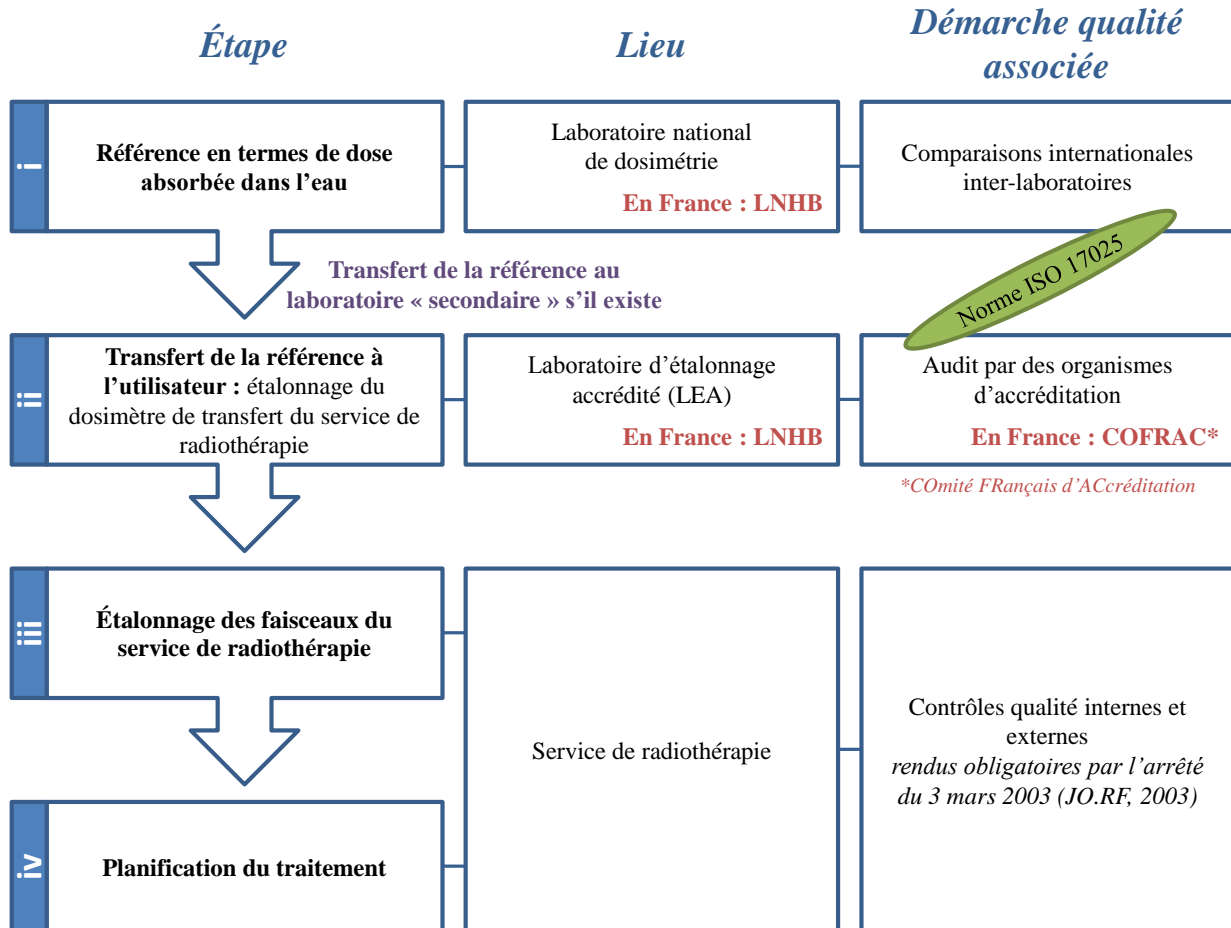


figure I.1_ chaîne de traçabilité au SI pour la dose absorbée dans l'eau : étapes, lieux d'exécution et démarches de qualité associées.

La chaîne de traçabilité pour la radiothérapie externe est notamment caractérisée par un faible écart entre l'incertitude des références nationales et la précision souhaitée lors de la détermination de la dose délivrée au patient. Au LNHB, l'incertitude-type sur le coefficient d'étalonnage d'une chambre d'ionisation pour les faisceaux de photons d'un accélérateur linéaire est d'environ 1 % (étape ii de la figure I.1). Elle est de 0,5 % pour un faisceau de ^{60}Co et atteint 1,5 % pour les faisceaux d'électrons d'un accélérateur linéaire. Par ailleurs, l'erreur maximale admise pour la dose délivrée au PTV lors d'un traitement est de 5 % [ICRU24, 1976 ; THWAITES, 2005]. Au vu de ce faible écart entre références nationales et applications cliniques, un effort de réduction des incertitudes doit être mené pour l'ensemble des étapes de la chaîne.

Au cours des travaux menés dans cette thèse, pour des faisceaux de photons de haute énergie produits par un accélérateur linéaire, deux axes de recherche ont été explorés au niveau de la dosimétrie primaire (étape i de la figure I.1) :

- Réflexion sur l'adéquation entre les références dosimétriques existantes et les conditions de traitement actuelles ;
- Réduction des incertitudes sur l'ensemble du processus d'établissement des références dosimétriques.

Nous allons maintenant décrire l'évolution des traitements par faisceaux de photons de haute énergie depuis la radiothérapie conventionnelle jusqu'aux modalités les plus récentes que sont la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité ou la radiothérapie stéréotaxique. Pour chaque technique, nous précisons en particulier la dimension des champs d'irradiation et les conditions de référence en vigueur pour la mesure du débit de référence des faisceaux.

I.3. Évolution des techniques de radiothérapie externe

Dans les années 1950, parallèlement au développement des télécobalts, les recherches sur les rayons X s'orientent vers une augmentation de l'énergie qui permettrait le traitement des tumeurs profondes. Des accélérateurs de particules tels que les accélérateurs électrostatiques de van de Graaf (2 MeV) et les bêtatrons (jusqu'à 35 MeV) sont développés mais rapidement supplantés, en termes de rapport efficacité/coût, par les accélérateurs linéaires médicaux (aussi appelés LINAC pour « LINear ACcelerator »). Ces derniers produisent des faisceaux d'électrons entre 4 et 25 MeV et des rayons X obtenus par rayonnement de freinage lors de l'interaction de ces électrons avec une cible. Dans les années 1970, les premiers bras isocentriques permettant une rotation à 360° sont utilisés [LEDERMAN, 1981] ; c'est le début de la radiothérapie avec des accélérateurs linéaires dits « conventionnels ». À partir des années 1980, les LINAC supplantent les irradiateurs au ^{60}Co de sorte que, au 31 décembre 2009, le parc d'appareils de traitement en France ne compte plus que 3 télécobalts contre plus de 400 accélérateurs linéaires [INCA, 2010].

I.3.1] Les traitements par radiothérapie conventionnelle

Lors d'un traitement par radiothérapie conventionnelle, le patient est placé à environ 100 cm de la source de rayons X. Des champs d'irradiation rectangulaires de **dimensions supérieures à environ 3 x 3 cm²** sont délimités par des mâchoires (figure I.2) et un nombre réduit de **faisceaux statiques et uniformes en intensité** est utilisé. L'ajout de filtres en coin et de caches en plomb permet de corriger des obliquités de surface et de protéger les organes à risque les plus critiques.

Les volumes d'intérêt (volume cible et organes à risque) sont déterminés avec une précision de l'ordre du centimètre à partir d'une imagerie du patient à deux dimensions.

Les conditions de référence pour la mesure du débit de dose des faisceaux utilisés en radiothérapie conventionnelle sont les suivantes [ANDREO, 2006]:

- 10 cm de profondeur dans l'eau ;
- champ statique et homogène de 10 x 10 cm² défini à 100 cm de la source ;
- distance source-peau (DSP) ou distance source-détecteur (DSD) de 100 cm.

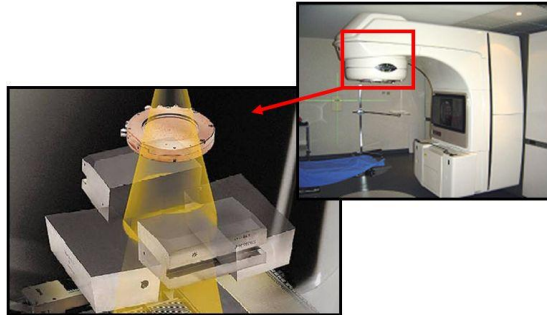


figure I.2_ accélérateur linéaire conventionnel équipé de mâchoires délimitant un champ rectangulaire

I.3.2] La radiothérapie conformationnelle avec et sans modulation d'intensité

Au milieu des années 1990, alors que l'utilisation des accélérateurs linéaires s'est répandue et se substitue progressivement à celle des télécobalts, un nouvel axe de recherche se développe grâce aux progrès de l'informatique : l'amélioration de la balistique de traitement. Il s'agit toujours d'augmenter la dose délivrée au PTV tout en réduisant la dose reçue par les OAR et les tissus sains environnants.

L'introduction de collimateurs multilames (MLC) motorisés et contrôlés à distance par ordinateur permet l'utilisation de champs d'irradiation à géométrie complexe, mieux adaptés au volume à traiter (figure I.3). Les lames des MLC ont une largeur projetée au niveau du patient généralement comprise entre 0,4 et 1 cm.

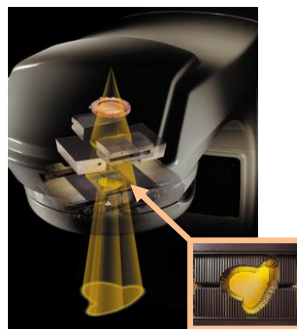


figure I.3_ tête d'un accélérateur équipée d'un collimateur multilames

Outre l'introduction des MLC qui se substituent aux caches en plomb, les traitements par radiothérapie conformationnelle en 3D (RC-3D) se développent en profitant de l'essor des modalités d'imagerie telles que la tomodensitométrie (ou scanner X), l'imagerie par résonance magnétique (IRM) et la tomographie par émission de positons (TEP). Ces techniques donnent en effet des informations morphologiques et

fonctionnelles sur les organes à l'échelle millimétrique et en 3D ce qui permet d'améliorer la description des volumes d'intérêt.

L'utilisation de faisceaux uniformes en intensité ne permet pas une protection optimale des OAR et des tissus sains proches d'un volume cible de forme concave (par exemple dans le cas de l'irradiation d'une paroi thoracique). La conformation des isodoses à des volumes concaves est rendue possible grâce au développement de la **radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité** (RCMI). Le terme intensité utilisé ici se rapporte à la dose, même si, en toute rigueur, la grandeur physique modulée est la fluence. Comme la dose est directement proportionnelle à la fluence, cette terminologie se justifie pleinement.

Parmi les applications de la RCMI on trouve les traitements de tumeurs situées dans plusieurs régions comme les tumeurs de la prostate, du rachis ou de la tête et du cou. Le cas des tumeurs de la sphère ORL correspond à une localisation permettant à la RCMI d'exprimer son potentiel maximal. En effet, le traitement d'une telle tumeur par une technique RC-3D conduit généralement à l'irradiation des parotides et provoque un assèchement quasi définitif de la bouche. Avec la RCMI, la dose à ces organes sensibles est réduite.

En **RCMI par faisceaux stationnaires**, le bras de l'accélérateur reste fixe mais les champs d'irradiation ne sont plus homogènes en intensité. En effet, chaque faisceau est obtenu à partir de plusieurs segments de géométrie variable selon l'ouverture du collimateur multilames. Lors d'une séance de traitement, entre 5 et 10 faisceaux modulés sont utilisés. L'**arcthérapie avec modulation d'intensité** associe la rotation continue du bras de l'accélérateur au mouvement continu des lames du collimateur.

Le passage de la radiothérapie conventionnelle à la RC-3D puis à la RCMI s'accompagne d'une réduction importante des dimensions des champs d'irradiation. **En radiothérapie conformationnelle, elles varient de quelques centimètres à 0,4 cm de diamètre.** Les champs d'irradiation de dimensions inférieures à 1 cm de diamètre sont en particulier utilisés pour les traitements par stéréotaxie. De plus, dans le cas de la RCMI, même lorsque la surface irradiée reste supérieure à quelques cm², les dimensions des segments peuvent être nettement inférieures au centimètre.

Malgré la réduction des dimensions des champs d'irradiation, **les conditions de référence pour la mesure du débit de dose des faisceaux en radiothérapie conformationnelle restent identiques à celles définies pour la radiothérapie conventionnelle ; en particulier c'est toujours un champ de 10 x 10 cm² qui est utilisé** (cf. I.3.1)).

Les informations présentées précédemment dans cette section sont résumées dans le tableau I.1. Nous y décrivons également de nouveaux types de machines mis sur le marché depuis quelques années : la tomothérapie, le Cyberknife et plus récemment le système VERO (figure I.4). Ces appareils poursuivent les mêmes objectifs et intègrent les mêmes développements que les LINAC classiques mais ont chacun leurs spécificités. En particulier, les conditions de référence recommandées dans les protocoles ne peuvent pas être atteintes pour certains appareils.

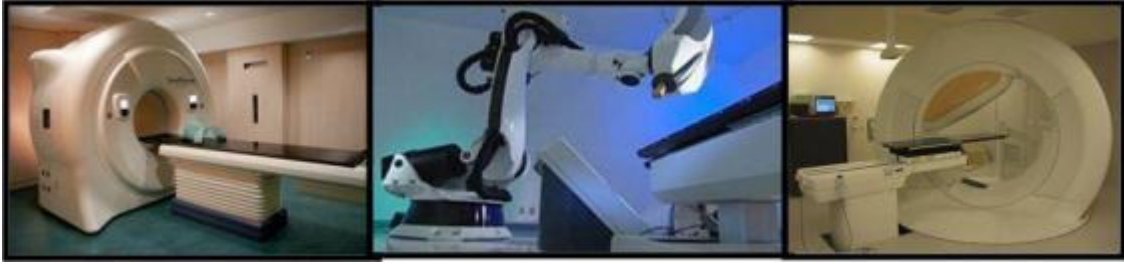


figure I.4_de gauche à droite : un appareil de tomothérapie, un Cyberknife et le système VERO

Les évolutions technologiques des 20 dernières années ont donc permis une amélioration significative du contrôle local des tumeurs et de la protection des tissus sains. Quelle que soit la modalité de traitement, se pose la question de la traçabilité de la dose délivrée au moyen de ces nouvelles techniques : est-il possible, à partir des références dosimétriques actuelles, d'estimer de manière suffisamment précise, la dose délivrée au patient ? Pour répondre à cette question, il nous faut réaliser un état des lieux de la manière dont sont établies les références actuelles.

Évolution des accélérateurs linéaires conventionnels				Machines spécifiques		
Radiothérapie conventionnelle	RC-3D	RCMI avec faisceaux stationnaires	Arcthérapie	Tomothérapie	Cyberknife	VERO
COLLIMATION DU FAISCEAU						
Mâchoires (2 paires) & caches	Mâchoires (2 paires) & collimateur multilames			Mâchoires (1 paire) & collimateur multilames	collimateur circulaire	collimateur multilames
GEOMETRIE ET DIMENSION DES CHAMPS D'IRRADIATION						
Relativement simple > 3x3 cm²	Conformationnelle > 3x3 cm²	Conformationnelle De quelques cm à 0,4 cm de diamètre pour la stéréotaxie		Conformationnelle 0,625x1 à 40x5 cm²	Conformationnelle Diamètre : 0,5 à 6 cm	Conformationnelle 1x1 à 15x15 cm²
MODULATION DE L'INTENSITE						
simple (filtre en coin)		personnalisée				
MOUVEMENT DES LAMES PENDANT L'IRRADIATION						
-	Non	Oui	Oui	Oui	-	Oui
MOUVEMENT DU BRAS PENDANT L'IRRADIATION						
Non	Non	Non	Oui	Oui	-	Oui
VARIATION DU DEBIT DE DOSE PENDANT L'IRRADIATION						
Non	Non	Non	Oui	Non	Non	??
CONDITIONS DE MESURE DU DEBIT DE DOSE DES FAISCEAUX						
Champ statique et homogène : 10 x 10 cm² Distance source-détecteur ou source-peau (DSD/DSP) : 100 cm Profondeur : 10 cm				Champ statique et homogène : 40x5 cm² DSD : 85 cm Profondeur : 1,5 cm	Champ statique et homogène : Ø 6 cm DSD : 80 cm Profondeur : 1,5 cm	??

tableau I.1_caractéristiques des modalités de traitement par radiothérapie externe

I.4. Établissement d'une référence en termes de dose absorbée dans l'eau : état de l'art

Jusqu'à la fin des années 1990, les références en termes de dose absorbée dans l'eau pour la radiothérapie externe étaient établies dans des faisceaux de ^{60}Co . L'essor pris par les accélérateurs linéaires a incité certains laboratoires primaires à s'intéresser également aux faisceaux produits par ces accélérateurs. C'est le cas par exemple pour le NPL (National Physical Laboratory) au Royaume-Uni, le METAS (Office fédérale de métrologie) en Suisse, le NRCC (National Research Council Canada) au Canada, le PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt) en Allemagne et le LNHb en France [ALLISY, 2009].

I.4.1] Conditions d'établissement des références dosimétriques

Les conditions de référence préconisées par le protocole AIEA TRS-398 [ANDREO, 2006] pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau pour les faisceaux de photons de haute énergie d'un accélérateur linéaire sont données dans le tableau I.2 et illustrées par la figure I.5.

Profondeur de référence, z_{ref}	10 cm
DSP ou DSD	100 cm ^a
Taille de champ	10 x 10 cm ² défini à 100 cm de la source ^a

^a Dans le cas où la distance entre la source et l'isocentre de l'accélérateur n'est pas de 100 cm, la taille de champ est définie dans le plan du détecteur situé à la profondeur de référence et à l'isocentre.

tableau I.2_conditions de référence préconisées pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau

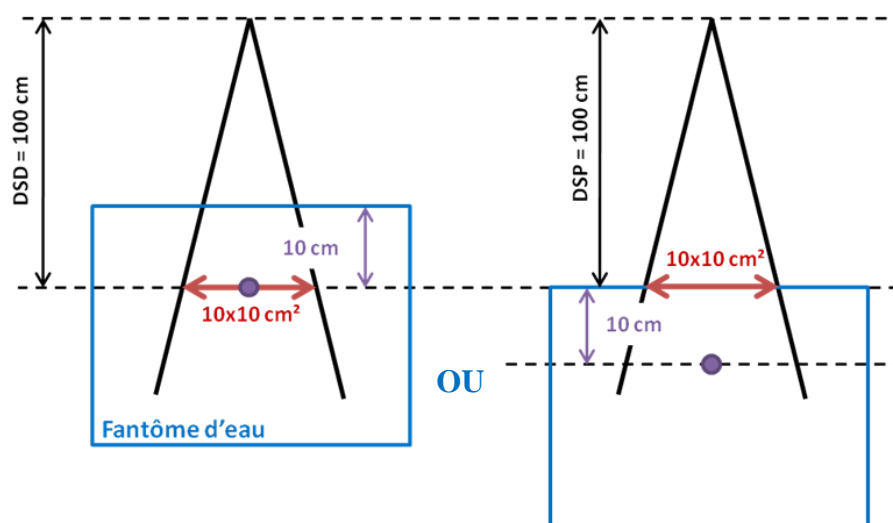


figure I.5_conditions de références préconisées par le protocole TRS-398 de l'AIEA

I.4.2] Méthodologie

La mesure absolue de la dose absorbée dans l'eau requiert l'emploi d'un étalon primaire, c'est-à-dire d'un instrument qui ne nécessite pas d'étalonnage dans la grandeur qu'il mesure. Pour la dosimétrie des photons de haute énergie, trois types de dosimètres sont considérés comme des étalons primaires: les chambres d'ionisation, les dosimètres chimiques de Fricke et les calorimètres [ICRU64, 2001 ; SEUNTJENS, 2009].

En réalité, la réalisation d'une référence au moyen d'une chambre d'ionisation et de dosimètres de Fricke repose sur la connaissance préalable de grandeurs déterminées au moyen d'un étalonnage par calorimétrie graphite ou d'un faisceau d'électrons parfaitement connu. Les chambres d'ionisation et les dosimètres de Fricke ne sont donc pas des instruments de mesure rigoureusement primaires. Dans le cadre de l'établissement de références en dose dans l'eau, ces détecteurs sont d'ailleurs plutôt utilisés comme dosimètres de transfert. De ce fait, leur principe de fonctionnement ne sera pas présenté dans ce paragraphe.

Actuellement, la majorité des références primaires en termes de dose absorbée dans l'eau pour les faisceaux de photons de haute énergie sont déterminées à partir d'un calorimètre, seul instrument permettant une mesure réellement primaire de la dose absorbée. Deux types de calorimètres sont utilisés dans ce but : les calorimètres à eau et les calorimètres en graphite.

I.4.2.1] Principe de calorimétrie

La calorimétrie repose sur la mesure directe de l'énergie absorbée par le milieu lors de l'interaction des rayonnements ionisants avec la matière. La dose absorbée D dans un milieu de masse m s'écrit :

$$D = \frac{Q}{m} \prod_i k_i \quad \left| \quad \text{I.1} \right.$$

où Q est l'énergie absorbée par la matière (en Joules) et $\prod_i k_i$ est le produit des facteurs de correction de perturbation spécifiques à chacune des techniques.

Si l'on développe l'équation I.1 pour les deux types de calorimètres en ignorant les facteurs de correction, on a:

Calorimètre à eau	Calorimètre en graphite
$D_w = C_p(\text{eau}) \times \Delta T \quad \text{I.2}$ <p>où :</p> <ul style="list-style-type: none"> – $C_p(\text{eau})$ est la capacité calorifique massique de l'eau ($\text{J.kg}^{-1}.\text{K}^{-1}$) ; – ΔT est l'élévation de température due au dépôt d'énergie dans le milieu (K). <p>➤ Grandeur à mesurer : ΔT déterminée à partir d'une thermistance étalonnée.</p> <p>➤ Grandeur à connaître : $C_p(\text{eau})$.</p>	$D_g = C_p(\text{graphite}) \times \Delta T = \frac{Q_{\text{étal}}}{m_{\text{abs}}} \times \frac{\Delta L_{\text{mes}}}{\Delta L_{\text{étal}}} \quad \text{I.3}$ <p>où :</p> <ul style="list-style-type: none"> – $\Delta L_{\text{étal}}$ est la variation de l'indication du système de mesure (thermistance) lorsqu'une énergie connue $Q_{\text{étal}}$ est dissipée par effet joule dans l'absorbeur du calorimètre de masse m_{abs} (<i>étalonnage par substitution électrique</i>); – ΔL_{mes} est la lecture sous irradiation <p>➤ Grandeurs à mesurer:</p> <ul style="list-style-type: none"> – Puissance électrique (en J.s^{-1}), – $\Delta L_{\text{étal}}$ et ΔL_{mes}. <p>➤ Grandeur à connaître : masse de l'absorbeur du calorimètre, mesurée lors de sa construction.</p>

I.4.2.2] Avantages et inconvénients

- Alors que la calorimétrie eau permet d'obtenir une mesure directe de la dose dans l'eau, l'utilisation de la calorimétrie graphite implique un transfert entre la dose dans le graphite et la dose dans l'eau. Celui-ci est effectué au moyen de dosimètres de transfert (chambre d'ionisation et dosimètre de Fricke par exemple) placés dans le fantôme graphite puis dans le fantôme d'eau.
- La sensibilité d'un calorimètre eau est d'environ 0,2 mK/Gy contre 1 mK/Gy pour le calorimètre graphite.
- Dans l'eau, du fait de la radiolyse de l'eau, une partie non négligeable de l'énergie déposée n'est pas transformée en chaleur. Il y a donc un défaut de chaleur qu'il faut évaluer⁶. Au contraire, le défaut de chaleur dans le graphite est considéré comme négligeable.
- En calorimétrie graphite, l'utilisation d'un étalonnage par substitution électrique permet de remplacer la détermination de la capacité calorifique massique et de l'élévation de température par une mesure de masse et de puissance électrique, grandeurs mesurables avec une meilleure exactitude. Aucune alternative de ce type n'existe dans le cas de la calorimétrie eau.

⁶ Dans la pratique, le défaut de chaleur dans l'eau est pris égal à zéro mais une incertitude considérable y est associée (0,3 %).

Quelle que soit la méthode calorimétrique, l'incertitude-type sur la dose absorbée dans l'eau est de l'ordre de 0,4-0,5 %. Les sources principales d'incertitude sont la détermination du défaut de chaleur pour la calorimétrie eau et le transfert graphite-eau pour la calorimétrie graphite [SEUNTJENS, 2009].

Historiquement, les références dosimétriques françaises étaient déterminées au LNHb à partir de mesures par calorimétrie graphite. Récemment un calorimètre eau a été développé et des mesures de dose absorbée dans l'eau ont déjà été réalisées au ^{60}Co [RAPP, 2010] et pour les faisceaux de photons de l'accélérateur linéaire du LNHb (figure I.6). Maîtriser les deux méthodes est un avantage important pour la consolidation des références françaises. Par ailleurs, le LNHb est l'un des rares laboratoires nationaux de métrologie des rayonnements ionisants à posséder ces deux types de calorimètres.

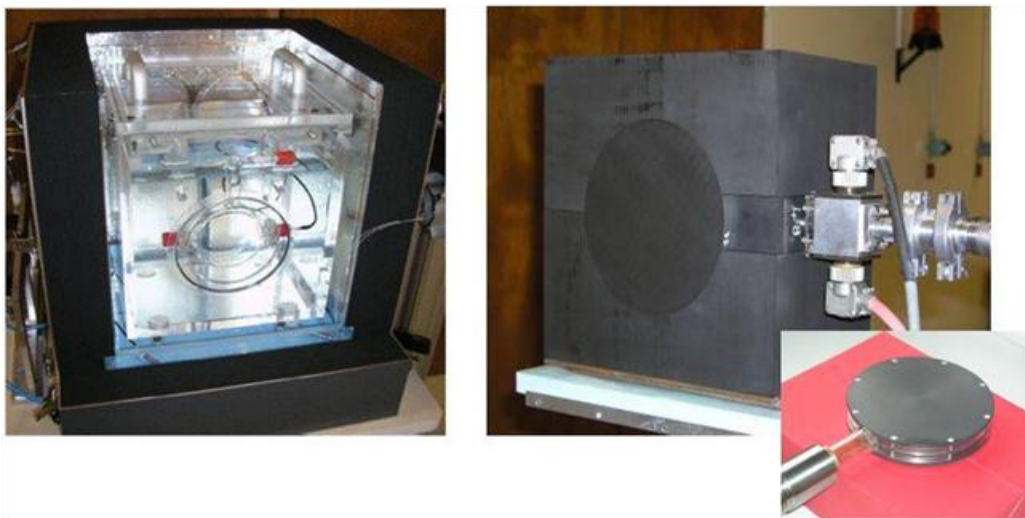


figure I.6_calorimètre eau du LNHb ouvert (à gauche) et calorimètre graphite (à droite)

I.5. Vers l'établissement de références dosimétriques adaptées aux nouvelles modalités de traitement

L'état des lieux précédent souligne un accroissement des différences entre les conditions de traitement par radiothérapie externe avec des faisceaux de photons de haute-énergie et les conditions d'établissement des références dosimétriques associées. Alors que les mesures primaires sont effectuées dans des faisceaux d'accélérateur linéaire statiques et homogènes et pour un champ d'irradiation de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ défini à 100 cm de la source, les nouvelles modalités de traitement sont caractérisées par des **faisceaux d'irradiation complexes, de plus en plus petits** (jusqu'à 0,4 cm de diamètre au minimum) parfois modulés en intensité et dans certains cas mobiles et de débit variable pendant l'irradiation. De plus, pour certains appareils spécifiques (tomothérapie et Cyberknife par exemple), les conditions de références sont différentes.

Un nouveau formalisme a été introduit en 2008 par l'AIEA (Agence Internationale pour l'Énergie Atomique) et l'AAPM (American Association of Physicists in Medicine) afin de combler le manque de

données concernant la dosimétrie de référence dans ces situations complexes [ALFONSO, 2008]. La solution proposée consiste à ajouter des facteurs de correction aux coefficients d'étalonnage des dosimètres de transfert des services de radiothérapie pour prendre en compte les différences existant entre les faisceaux utilisés lors de l'étalonnage et ceux de traitement. Cependant, face à la nécessité de déterminer la dose délivrée au patient avec l'incertitude la plus faible possible, il est important, qu'à terme, les dosimètres des hôpitaux soient étalonnés dans des conditions se rapprochant au mieux de la réalité clinique.

Dans cette thèse, nous proposons d'entamer le processus de rapprochement de la métrologie et de la clinique en établissant des **références de dose absorbée dans l'eau pour des champs d'irradiation de dimensions inférieures à 10 x 10 cm²**, à savoir 4 x 4 et 2 x 2 cm², pour trois énergies de faisceaux de photons produits par un accélérateur linéaire médical. Cette étude s'est déroulée dans le cadre d'un projet européen intitulé « External Beam Cancer Therapy » [EBCT] initié en avril 2008 pour une durée de 3 ans et réunissant des laboratoires nationaux de métrologie en dosimétrie.

La méthode primaire retenue par le LNHB pour établir les références dosimétriques est la calorimétrie graphite associée à un transfert de la dose absorbée dans le graphite à la dose absorbée dans l'eau. La mise en œuvre de cette méthodologie présente plusieurs difficultés, les principales étant en lien direct avec la dimension des champs d'irradiation. En effet, la réalisation de mesures en champs 4 x 4 et 2 x 2 cm² conduit à modifier l'instrument primaire (le calorimètre graphite), les dosimètres assurant le transfert graphite-eau expérimental et l'étalon de travail.

Dans le chapitre suivant, nous allons décrire la méthodologie utilisée au cours de cette étude pour établir les références de dose absorbée dans l'eau. Nous présenterons ensuite l'accélérateur et le dispositif expérimental associé avant de décrire la méthode avec laquelle nous avons modélisé les faisceaux par simulations Monte Carlo.

Chapitre II

Établissement des références dosimétriques : Matériels et méthodes

II.1. Méthodologie pour l'établissement des références

Nous avons réalisé les références de dose absorbée dans l'eau pour les faisceaux de photons de l'accélérateur linéaire du LNHb en suivant deux méthodes : l'une dite « *avec dosimètre de transfert* » et l'autre « *directe* » (figure II.1).

La première étape est commune aux deux méthodes ; il s'agit de la mesure absolue de la dose absorbée dans l'élément sensible du dosimètre étalon primaire, ici l'absorbeur du calorimètre graphite.

Deux alternatives sont alors explorées pour convertir la dose absorbée dans l'absorbeur en dose absorbée dans l'eau :

- soit un dosimètre de transfert est irradié dans le graphite puis dans l'eau et des facteurs de correction de perturbation relatifs à la présence de ce dosimètre dans l'eau et le graphite sont calculés au moyen de simulations Monte Carlo. C'est la méthode « *avec dosimètre de transfert* ».
- soit le transfert graphite-eau est uniquement réalisé à l'aide de simulations Monte Carlo. C'est la méthode « *directe* ».

Ce processus étant long et fastidieux, une chambre d'ionisation dite de référence est ensuite étalonnée en termes de dose absorbée dans l'eau pour chaque qualité de rayonnement. Elle devient alors l'étalon de travail qui sera utilisé pour le suivi des faisceaux du laboratoire et pour le transfert aux utilisateurs.

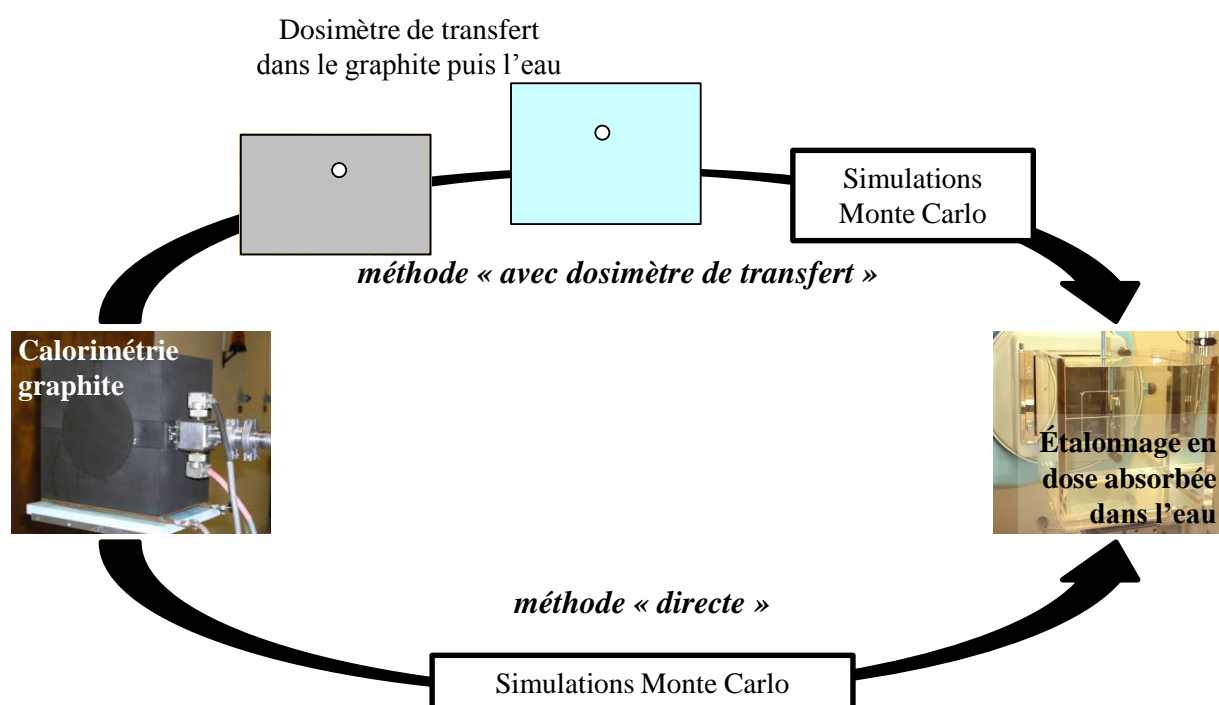


figure II.1_schéma synthétique des deux méthodes utilisées pour établir les références

La première partie de ce chapitre présente le formalisme utilisé pour appliquer les méthodes présentées sur la figure II.1. Ensuite, nous décrivons l'accélérateur linéaire Saturne 43 du LNHb, le dispositif expérimental qui lui est associé et la méthode utilisée pour modéliser les faisceaux de photons au moyen de simulations Monte Carlo.

II.2. Formalisme

II.2.1] Informations préliminaires

L'objectif de la démarche est d'étalonner en dose absorbée dans l'eau une chambre d'ionisation de référence Ref à un instant t donné. Mathématiquement, cela signifie qu'il faut déterminer son coefficient d'étalonnage $N_{Dw}(Ref_w, t)$. Par définition, on a :

$$N_{Dw}(Ref_w, t) = \left[\frac{D_w(C)}{mon_w} \right] \times \left[\frac{mon'_w}{Q_w(Ref_w)} \right] (t) \quad \text{II.1}$$

↑ mesure primaire ← mesure ionométrique pour l'étalonnage de la chambre d'ionisation de référence

où :

- $D_w(C)$, exprimée en Gray, est la dose absorbée au point de référence C dans les conditions de référence. Elle est déterminée à partir d'un instrument de mesure primaire, ici le calorimètre graphite.
- $Q_w(Ref_w)$, exprimée en coulombs, est la charge mesurée par la chambre de référence dans les conditions de référence, le centre géométrique de la chambre étant placé au point C . Cette charge est corrigée de grandeurs d'influence qui seront présentées ultérieurement.
- mon_w est la lecture du moniteur (en coulomb) lorsque le fantôme d'eau est irradié lors de la mesure primaire. mon'_w est la lecture du moniteur lors de la mesure ionométrique avec la chambre d'ionisation de référence. L'information donnée par le moniteur d'un accélérateur est équivalente au temps d'irradiation pour une source radioactive. Il s'agit d'une chambre d'ionisation qui peut être placée à différents endroits dans ou en bord du faisceau.

Le point de référence C se situe à 10 cm de profondeur dans l'eau et à 100 cm de la source de rayons X (figure II.2). Les dimensions du champ d'irradiation sont données, dans l'air, à cette même distance. Lors de mesures dans le graphite, le détecteur est placé à 100 cm de la source et à 10 g/cm² de profondeur dans le graphite.

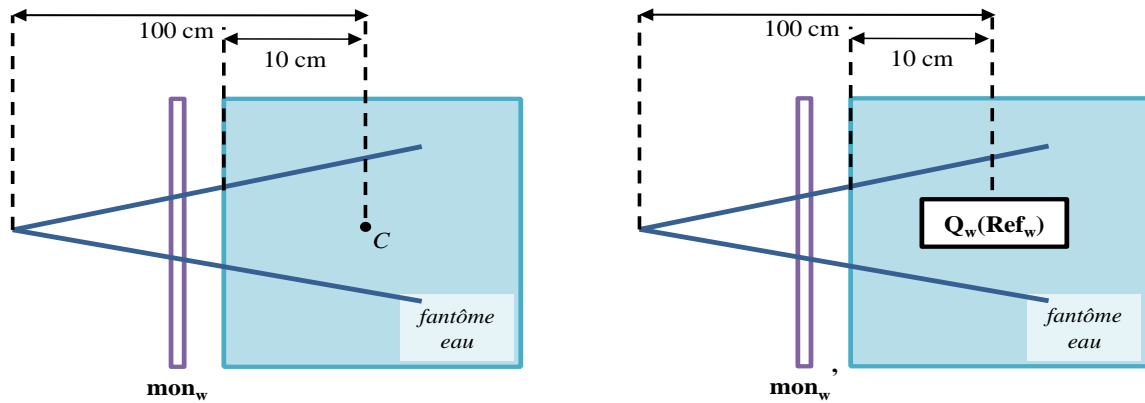


figure II.2_représentation simplifiée de l'étalonnage de la chambre d'ionisation de référence : point de référence C et chambre d'ionisation placée dans l'eau, au point C .

Nous présentons d'abord le formalisme adapté à la réalisation des références pour les champs de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et $4 \times 4 \text{ cm}^2$.

II.2.2] Champs $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et $4 \times 4 \text{ cm}^2$

II.2.2.1] Calorimétrie graphite

Le calorimètre graphite étant placé dans le graphite, on mesure la dose absorbée dans son élément sensible, l'absorbeur, à l'instant t_0 (figure II.3 – gauche). Pour le niveau de précision exigé, le moniteur n'est pas considéré stable au-delà de quelques heures. Ainsi il faut ramener la dose mesurée dans l'absorbeur à la charge mesurée dans le fantôme graphite par la chambre de référence (figure II.3 – droite). Cette mesure ionométrique, également appelée « TOP », est réalisée le matin et le soir afin d'évaluer la dérive du faisceau pendant la journée. On détermine ainsi le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence en dose absorbée dans l'absorbeur du calorimètre :

$$N_{Dabs}(Ref_g, t_0) = \left[\frac{D_{abs}}{mon_g} \right] \times \left[\frac{mon_g'}{Q_g(Ref_g)} \right] (t_0) \quad \text{II.2}$$

où :

- D_{abs} est la dose absorbée dans l'absorbeur du calorimètre ;
- $Q_g(Ref_g)$ est la moyenne des mesures ionométriques réalisées dans le fantôme graphite le matin et le soir ;
- mon_g et mon_g' sont les lectures du moniteur lorsque le fantôme graphite est irradié pour la mesure calorimétrique et pour la mesure ionométrique.

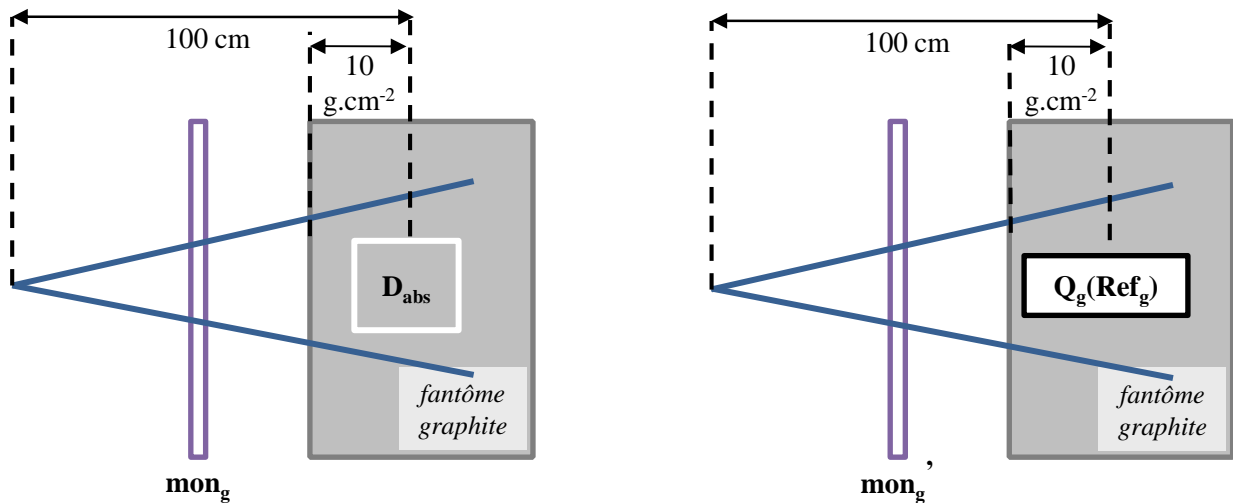


figure II.3_représentation simplifiée du dispositif expérimental utilisé lors des mesures calorimétriques.

Au LNHB, le transfert de la dose absorbée dans le graphite à la dose absorbée dans l'eau se fait habituellement au moyen d'un dosimètre de transfert [CHAUVENET, 1997 ; MAZURIER, 2001] ; c'est la méthode que nous décrivons dans le paragraphe suivant. Nous présentons seulement un formalisme général, applicable quel que soit l'instrument de transfert utilisé. Nous présenterons les dosimètres de transfert utilisés au cours de cette étude dans le prochain chapitre.

II.2.2.2] Transfert graphite-eau à l'aide d'un dosimètre de transfert

Le dosimètre de transfert est irradié dans le fantôme graphite puis dans le fantôme d'eau. On note D_{Trg}/mon_g la dose absorbée par unité moniteur dans le volume sensible du dosimètre de transfert placé dans le graphite, à l'instant t_1 (figure II.4) et D_{Trw}/mon_w la dose absorbée par unité moniteur lorsqu'il est placé dans le fantôme d'eau à l'instant t_2 (figure II.5).

Si $Q_g(Ref_g)/mon_g'$ et $Q_w(Ref_w)/mon_w'$ sont les TOPs associés et si les caractéristiques du faisceau ne sont pas significativement modifiées entre les instants t_0 , t_1 et t_2 , alors :

$$N_{Dabs}(Ref_g, t_0) = \left[\frac{D_{abs}/mon_g}{Q_g(Ref_g)/mon_g'} \right] (t_0) = \left[\frac{D_{Trg}/mon_g}{Q_g(Ref_g)/mon_g'} \right] (t_1) \times K_{Trg}^{abs} \quad \text{II.3}$$

et

$$N_{Dw}(Ref_w, t_2) = \left[\frac{D_w/mon_w(C)}{Q_w(Ref_w)/mon_w'} \right] (t_2) = \left[\frac{D_{Trw}/mon_w}{Q_w(Ref_w)/mon_w'} \right] (t_2) \times K_{Trw}^w \quad \text{II.4}$$

où :

- K_{Trg}^{abs} est le rapport entre la dose absorbée dans l'absorbeur du calorimètre graphite et la dose absorbée dans le dosimètre de transfert placé dans le graphite.
- K_{Trw}^w est le rapport entre la dose absorbée au point de référence C dans l'eau et la dose absorbée dans le dosimètre de transfert placé dans l'eau.

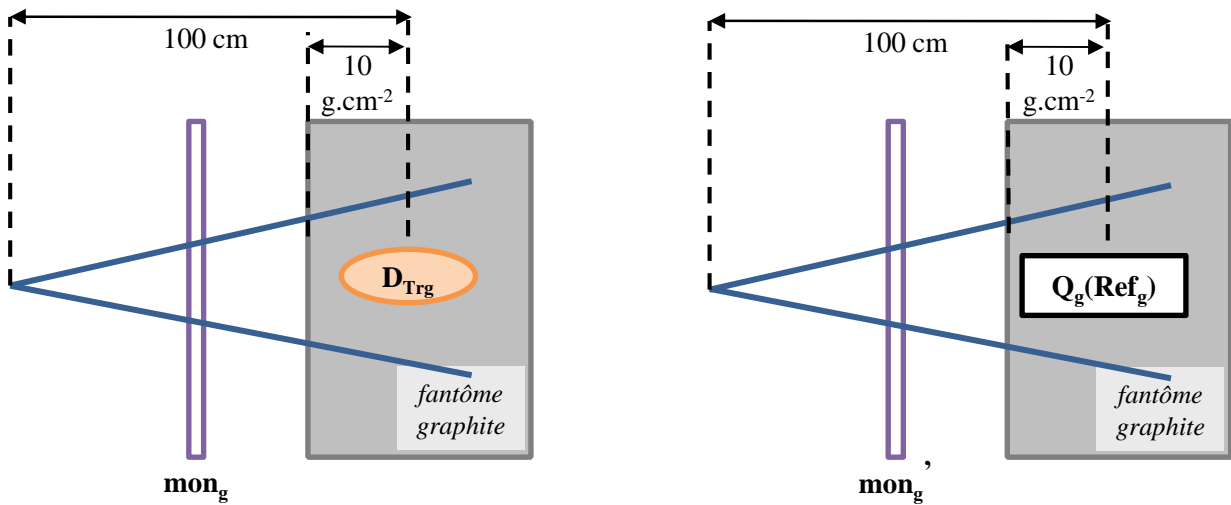


figure II.4_représentation simplifiée du dispositif expérimental utilisé lorsque le dosimètre de transfert est dans le graphite.

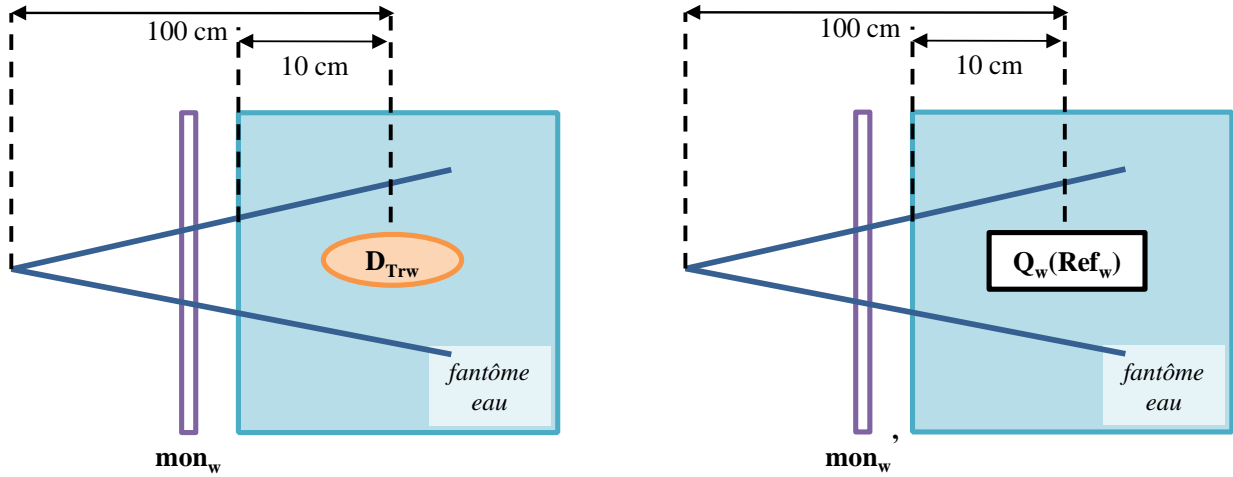


figure II.5 _représentation simplifiée du dispositif expérimental utilisé lorsque le dosimètre de transfert est dans l'eau.

Le quotient de l'équation II.4 par rapport à l'équation II.3, combiné à la multiplication par l'équation II.2, donne :

$$N_{Dw}(Ref_w, t) = \left[\frac{D_{abs}/mon_g}{Q_g(Ref_g)/mon_g'} \right] (t_0) \times \left[\frac{Q_g(Ref_g)/mon_g'}{D_{Trg}/mon_g} \right] (t_1) \times \left[\frac{D_{Trw}/mon_w}{Q_w(Ref_w)/mon_w'} \right] (t_2) \times \frac{K_{Trw}^w}{K_{Trg}^{abs}} \quad \text{II.5}$$

où, par identification avec l'équation II.1 :

- $[D_w(C)/mon_w](t) = [D_{abs}/mon_g](t_0) \times \frac{[D_{Trw}/mon_w](t_2)}{[D_{Trg}/mon_g](t_1)} \times \frac{K_{Trw}^w}{K_{Trg}^{abs}}$ est la **référence en termes de dose absorbée dans l'eau** ;
- $[Q_w(Ref_w)/mon_w']^{-1}(t) = \frac{[Q_g(Ref_g)/mon_g'](t_1)}{[Q_g(Ref_g)/mon_g'](t_0)} \times [Q_w(Ref_w)/mon_w']^{-1}(t_2)$ est la **mesure ionométrique permettant l'étalonnage de la chambre de référence**.

➤ Détermination de K_{Trw}^w et K_{Trg}^{abs}

Les facteurs K_{Trw}^w et K_{Trg}^{abs} sont calculés quasi-exclusivement au moyen de simulations Monte-Carlo.

$$K_{Tr,w}^w = \frac{[D_w]_{MC} \times k_{vol \text{ à } punct}}{[D_{Trw}]_{MC}} \quad \text{II.6}$$

où :

- $[D_w]_{MC}$, calculé par simulations Monte Carlo, est la dose absorbée dans un volume d'eau placé dans l'eau et centré au point de référence (figure II.6).
- $k_{vol \text{ à } punct}$ est un facteur de correction permettant de passer de la dose absorbée dans le volume d'eau modélisé à la dose au point de référence C . Il corrige de la non-homogénéité de la dose déposée dans le volume et est déterminé à partir des mesures de distribution de dose dans l'eau.
- $[D_{Trw}]_{MC}$, calculé par simulations Monte Carlo, est la dose absorbée dans le volume sensible du dosimètre de transfert placé dans l'eau (figure II.6).

$$K_{Trg}^{abs} = \frac{[D_{abs}]_{MC}}{[D_{Trg}]_{MC}} \quad \text{II.7}$$

où :

- $[D_{abs}]_{MC}$, calculé par simulations Monte Carlo, est la dose absorbée dans l'absorbeur du calorimètre graphite (figure II.6).
- $[D_{Trg}]_{MC}$, calculé par simulations Monte Carlo, est la dose absorbée dans le volume sensible du dosimètre de transfert placé dans le graphite (figure II.6).

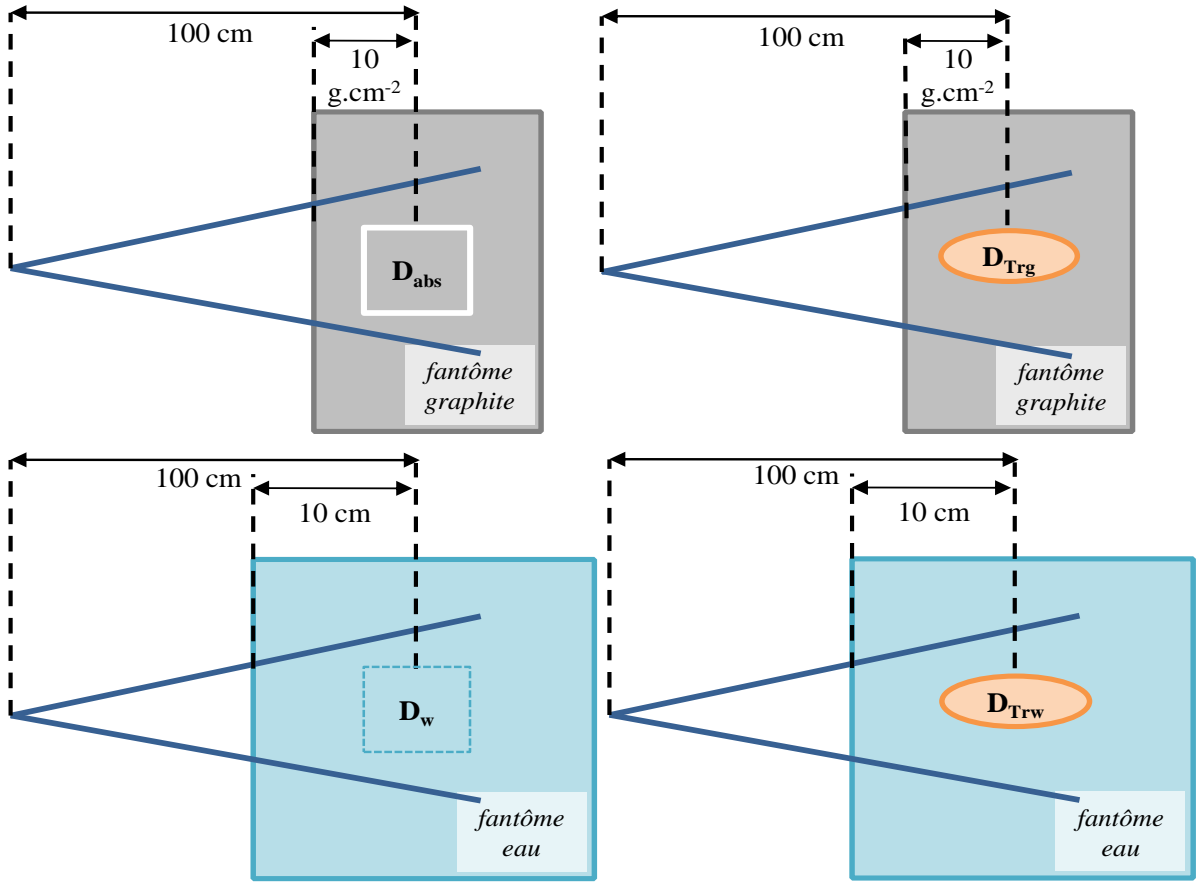


figure II.6_configurations pour lesquelles des simulations Monte Carlo sont réalisées lors de l'utilisation d'un dosimètre transfert.

Afin de participer à la réduction des incertitudes, le transfert de la dose absorbée dans le graphite à la dose absorbée dans l'eau peut-être réalisé directement au moyen de simulations, sans utiliser de dosimètre de transfert.

II.2.2.3] Transfert graphite-eau direct

Au paragraphe II.2.2.1], nous avons déterminé le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence placée dans le graphite (Ref_g) en termes de dose absorbée dans l'absorbeur du calorimètre. Le transfert

direct permettant de déterminer le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence placée dans l'eau (Ref_w) en termes de dose absorbée dans l'eau comporte deux étapes.

Dans un premier temps, des irradiations de la chambre de référence dans le graphite (Ref_g) et dans l'eau (Ref_w) sont réalisées de manière alternative au cours d'une même journée, à l'instant t_3 (figure II.7).

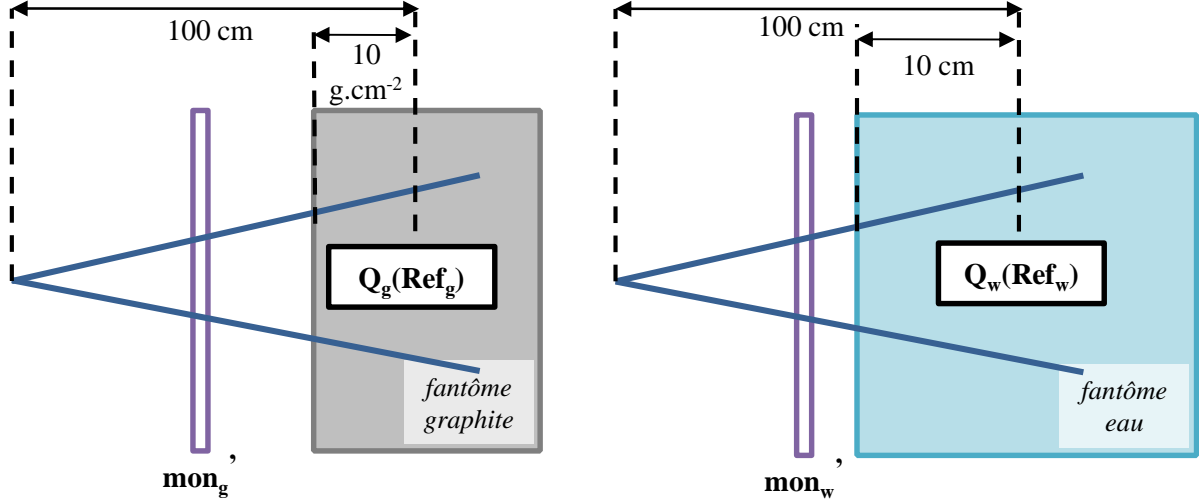


figure II.7_ représentation simplifiée du dispositif expérimental lors de l'alternance rapide d'irradiations de la chambre dans le graphite et dans l'eau.

Par ailleurs, le rapport D_w/D_{abs} est calculé au moyen de simulations Monte Carlo (figure II.8).

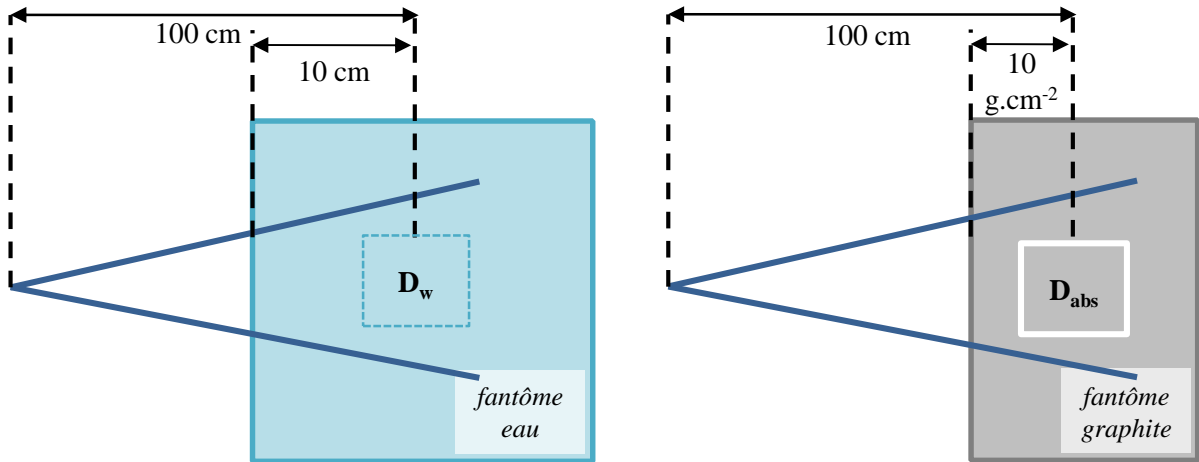


figure II.8_ configurations pour lesquelles des simulations Monte Carlo sont réalisées lors du transfert direct.

On a alors pour la chambre de référence placée au point de référence dans l'eau :

$$N_{Dw}(Ref_w, t) = \frac{[D_w]_{MC} \times k_{vol \text{ à } ponct}}{[D_{abs}]_{MC}} \times \left[\frac{D_{abs}/mon_g}{Q_g(Ref)/mon_g'} \right] (t_0) \times \left[\frac{Q_g(Ref)/mon_g'}{Q_w(Ref)/mon_w'} \right] (t_3) \quad \text{II.8}$$

où, par identification avec l'équation II.1 :

- $[D_w(C)/mon_w](t) = [D_{abs}/mon_g](t_0) \times \frac{[D_w]_{MC} \times k_{vol \text{ à } ponct}}{[D_{abs}]_{MC}}$ est la **référence dosimétrique**;
- $[Q_w(Ref_w)/mon_w']^{-1}(t) = \frac{[Q_g(Ref_g)/mon_g'](t_3)}{[Q_g(Ref_g)/mon_g'](t_0)} \times [Q_w(Ref_w)/mon_w']^{-1}(t_3)$ est la **mesure ionométrique permettant l'étalonnage de la chambre de référence**.

Il est à noter que cette démarche suppose que le coefficient d'étalonnage du moniteur (dose absorbée dans le moniteur sur la charge mesurée par le moniteur) ne varie pas pour les irradiations dans l'eau et dans le graphite.

II.2.3] Adaptation au champ 2 x 2 cm²

En champ 2 x 2 cm², les mesures ionométriques permettant de suivre l'évolution du faisceau au cours de la journée et sur plusieurs jours sont toutes réalisées à l'aide de la chambre de référence placée dans le fantôme d'eau (Ref_w), même lors des mesures par calorimétrie graphite ou lorsque le dosimètre de transfert est irradié dans le graphite.

Pour la **méthode avec dosimètre de transfert**, cela revient à remplacer $Q_g/mon_g'(Ref_g)$ par $Q_w/mon_w'(Ref_w)$; l'équation II.5 devient alors :

$$N_{Dw}(Ref_w, t) = \left[\frac{D_{abs}/mon_g}{Q_w(Ref)/mon_w'} \right] (t_0) \times \left[\frac{Q_w(Ref)/mon_w'}{D_{Trg}/mon_g} \right] (t_1) \times \left[\frac{D_{Trw}/mon_w}{Q_w(Ref)/mon_w'} \right] (t_2) \times \frac{K_{Trw}^w}{K_{Trg}^{abs}} \quad \text{II.9}$$

Pour la **méthode directe**, l'alternance rapide de mesures ionométriques dans le fantôme graphite et dans le fantôme d'eau n'est plus nécessaire et l'équation II.10 est simplifiée :

$$N_{Dw}(Ref_w, t) = \left[\frac{D_{abs}/mon_g}{Q_w(Ref)/mon_w'} \right] (t_0) \times \frac{[D_w]_{MC} \times k_{vol \text{ à } ponct}}{[D_{abs}]_{MC}} \quad \text{II.10}$$

Dans ce cadre, il faut toujours s'assurer que le coefficient d'étalonnage du moniteur ne varie pas pour les irradiations dans l'eau et le graphite.

II.2.4] Discussion

II.2.4.1] Avantage et inconvénient de la méthode directe

Que les mesures ionométriques soient réalisées dans l'eau et le graphite ou seulement dans l'eau, la méthode directe requiert moins de calculs Monte Carlo (2 contre 4) et moins de mesures que la méthode avec dosimètre de transfert. **Les résultats de la méthode directe devraient donc présenter une incertitude inférieure à ceux de la méthode avec dosimètre de transfert.**

L'inconvénient de la méthode directe est que le transfert de la dose dans le graphite à la dose dans l'eau repose exclusivement sur des simulations Monte Carlo réalisées dans deux milieux différents, l'eau et graphite. Alors que pour la méthode avec dosimètre de transfert des corrélations existent entre les simulations Monte Carlo réalisées dans des configurations proches (absorbeur du calorimètre / dosimètre de transfert dans le graphite et dosimètre de transfert dans l'eau / conditions de références dans l'eau), ce n'est plus le cas pour la méthode directe. En conséquence, le rapport des résultats des

simulations devient plus dépendant de la qualité des codes et des données d'entrées utilisés. **Ceci implique donc une grande maîtrise de la modélisation Monte Carlo et une bonne connaissance des incertitudes liées aux calculs.**

II.2.4.2] Comparaison des méthodes « directe » et « avec dosimètre de transfert »

Les deux méthodes doivent conduire au même résultat ; en conséquence, le rapport des équations II.5 et II.8 (pour les champs 10 x 10 et 4 x 4 cm²) et le rapport des équations II.9 et II.10 (pour le champ 2 x 2 cm²) sont égaux à l'unité, aux incertitudes près. On a alors :

➤ **Champs 10 x 10 et 4 x 4 cm² (mesures ionométriques dans l'eau et le graphite)**

$$\frac{[D_{Trw}]_{MC}}{[D_{Trg}]_{MC}} = \left[\frac{Q_g(Ref_g)/mon_g'}{D_{Trg}/mon_g} \right] (t_1) \times \left[\frac{D_{Trw}/mon_w}{Q_w(Ref_w)/mon_w'} \right] (t_2) \times \left[\frac{Q_w(Ref_w)/mon_w'}{Q_g(Ref_g)/mon_g'} \right] (t_3) \quad \text{II.11}$$

➤ **Champ 2 x 2 cm² (mesures ionométriques dans l'eau uniquement)**

$$\frac{[D_{Trw}]_{MC}}{[D_{Trg}]_{MC}} = \left[\frac{Q_w(Ref_w)/mon_w'}{D_{Trg}/mon_g} \right] (t_1) \times \left[\frac{D_{Trw}/mon_w}{Q_w(Ref_w)/mon_w'} \right] (t_2) \quad \text{II.12}$$

Ces relations permettent une comparaison des transferts graphite-eau réalisés expérimentalement et numériquement, en s'affranchissant des mesures calorimétriques qui sont communes aux deux méthodes.

Nous allons maintenant présenter l'accélérateur linéaire médical utilisé lors de cette étude ainsi que le dispositif expérimental qui y est associé.

II.3. L'accélérateur linéaire Saturne 43

Dans le cadre de ses missions de laboratoire primaire pour les rayonnements ionisants, le LNHB dispose depuis 1995 d'un accélérateur linéaire médical Saturne 43 distribué à l'époque par General Electric Medical Systems (racheté depuis par Varian Medical Systems). Cet accélérateur produit des faisceaux d'électrons dans une gamme d'énergies de 4 MeV à 21 MeV et des faisceaux de photons X obtenus par freinage des électrons dans une cible métallique. Si le fonctionnement de cet accélérateur linéaire est identique à celui d'un accélérateur de radiothérapie, ce n'est pas le cas de l'utilisation qui en est faite. C'est pourquoi, après une présentation générale de ces caractéristiques techniques, nous décrirons la méthodologie expérimentale qui lui est associée.

II.3.1] Présentation générale

La figure II.9 donne un schéma descriptif de l'accélérateur Saturne 43. On y retrouve les éléments permettant la production et l'accélération des électrons puis les dispositifs à l'origine de la transformation du faisceau d'électrons en faisceau de photons.

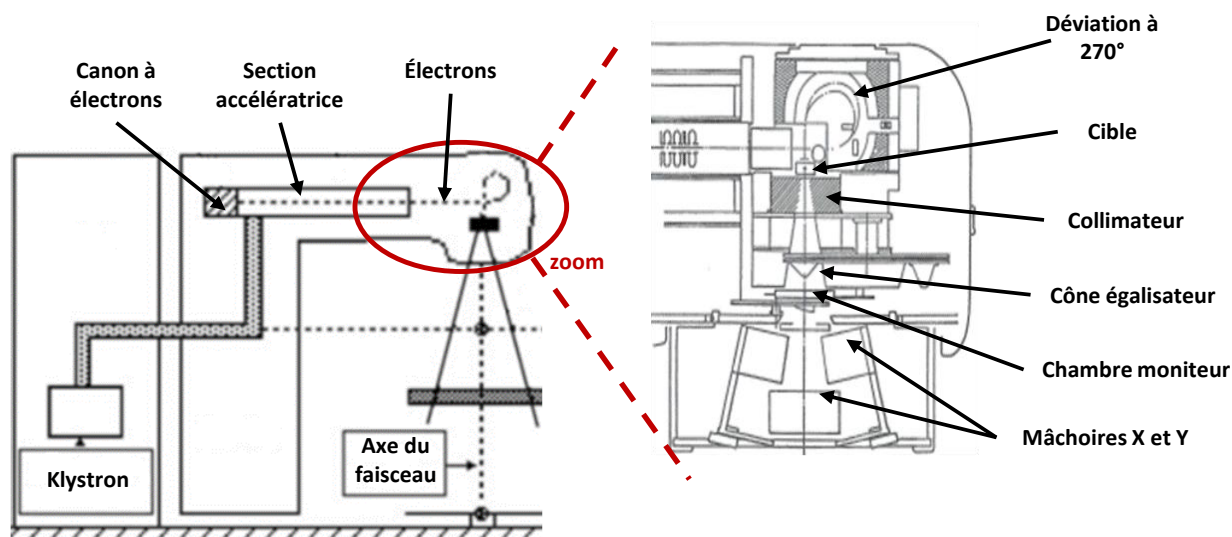


figure II.9 représentation schématique de l'accélérateur linéaire Saturne 43 dans son ensemble (à gauche, [PODGORSK, 2005]) et schéma détaillé de la tête d'irradiation (à droite, [GE])

II.3.1.1] Production et accélération des électrons

Les électrons sont produits dans le **canon à électrons** par effet thermoélectronique en chauffant un filament de tungstène. Ils sont ensuite accélérés dans la **section accélératrice** au moyen d'une onde hyperfréquence de 3 GHz produite par le klystron. A la sortie de cette section, les électrons quasi-monoénergétiques ont une énergie comprise entre 4 et 21 MeV. Ils sont émis en paquets appelés « pulses » ; c'est pourquoi on parle de faisceaux pulsés, contrairement aux faisceaux de ^{60}Co dont l'émission radioactive est continue. Une impulsion d'environ 4.10^{-6} seconde est émise toutes les 1.10^{-2} secondes.

Le faisceau est centré, focalisé et orienté grâce à une **déflexion magnétique de 270°** assurée par des bobines de déflexion et des bobines de focalisation. La dispersion énergétique des électrons est réglée à l'aide de fentes d'énergie. Une fenêtre de sortie en titane assure la séparation entre la chambre de déviation placée sous vide et le reste de la tête d'irradiation.

À la sortie, ces électrons dits « primaires » peuvent être caractérisés par leur direction, leur distribution spatiale et leur distribution énergétique. Ces caractéristiques ne sont pas aisément accessibles expérimentalement à l'utilisateur.

II.3.1.2] Production des photons

Les électrons primaires pénètrent dans la tête d'irradiation où leur devenir dépend de la position du barreau porte-cible :

- En réglage « électron », dont il ne sera plus question par la suite, ils traversent un premier diffuseur de manière à élargir le faisceau initial ;
- En réglage « photon », ils sont ralentis dans une **cible en tungstène** afin de produire des photons X de freinage. L'épaisseur de la cible dépend de l'énergie du faisceau : 2 mm pour les faisceaux d'électrons primaires de 4 à 8 MeV et 4 mm pour les plus énergétiques. Le spectre résultant est un spectre continu de rayons X d'énergie comprise entre 0 et l'énergie maximale des électrons accélérés. Son énergie moyenne est environ égale au tiers de l'énergie des électrons.

II.3.1.3] Mise en forme du faisceau

La conservation de la quantité de mouvement imposant qu'il y ait plus de photons au centre que sur les côtés du faisceau, un **cône égalisateur** en inox monté sur un barillet est interposé dans le faisceau afin de rendre homogène la dose délivrée pour un champ d'irradiation de 10 x 10 cm² défini à 100 cm de la cible et à 10 cm de profondeur dans l'eau. L'introduction de ce cône réduit le débit de dose de l'accélérateur. Pour le Saturne 43, il est réglé à environ 2 Gy/min à 100 cm de la cible et 10 cm de profondeur dans l'eau.

Un **système de monitoring** composé de plusieurs chambres d'ionisation à transmission contrôle le débit de dose, la symétrie et l'homogénéité du faisceau.

La collimation du faisceau est assurée à plusieurs niveaux. Les **collimateurs primaire et secondaire**, de forme conique et situés juste après la cible et au niveau du cône égalisateur, définissent le plus grand champ d'irradiation disponible. Les **mâchoires**, placées à l'extrémité de la tête d'irradiation, permettent de former des champs d'irradiation rectangulaires de dimensions ajustables. Il est techniquement possible de délimiter des champs d'irradiation allant de 2 à 40 cm de côté.

Un porte-accessoire placé en sortie de la tête d'irradiation permet l'ajout de modificateurs de faisceaux tels que les filtres en coin et les caches.

Une simulation lumineuse du champ d'irradiation est également disponible. Dans ce cas, une lampe présente au niveau du barreau porte-cible est placée dans l'axe du faisceau et le cône égalisateur est retiré de l'axe. Un croisillon situé après les mâchoires permet de repérer le centre et les axes du champ d'irradiation.

Les éléments décrits ci-dessus sont communs à l'utilisation de l'accélérateur Saturne 43 en tant qu'appareil de traitement d'un service de radiothérapie et qu'accélérateur à visée métrologique du LNHB. Nous allons maintenant présenter les caractéristiques spécifiques à son utilisation lors de l'établissement des références de dose absorbée dans l'eau.

II.3.2] Faisceaux étudiés et méthodologie des mesures

II.3.2.1] Énergie et collimation des faisceaux étudiés

Les références dosimétriques ont été établies pour des champs d'irradiation carrés de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $4 \times 4 \text{ cm}^2$ et $2 \times 2 \text{ cm}^2$ (surface à 100 cm de la source) et ce, pour trois énergies de faisceaux de photons :

- le faisceau dit de « 12 MV » c'est-à-dire obtenu à partir d'électrons primaires de 12 MeV ;
- le faisceau de 6 MV ;
- le faisceau de 6 MV sans cône égalisateur se rapprochant des faisceaux d'un appareil de tomothérapie ou d'un cyberknife.

Les champs d'irradiation de 10×10 et $4 \times 4 \text{ cm}^2$ sont définis au moyen des mâchoires de l'accélérateur. D'après la documentation technique de l'accélérateur Saturne 43, un champ de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ peut également être obtenu à l'aide des mâchoires. Cependant, il a été observé que la reproductibilité du positionnement des mâchoires n'était pas suffisante dans le cadre de notre étude. Un collimateur additionnel en tungstène a donc été usiné et placé sur le porte-accessoire en sortie de la tête d'irradiation (figure II.10). Les dimensions de ce collimateur sont précisées dans l'annexe A. Un système de vis assurant une translation du collimateur selon les axes Y et Z permet un centrage précis du champ d'irradiation.

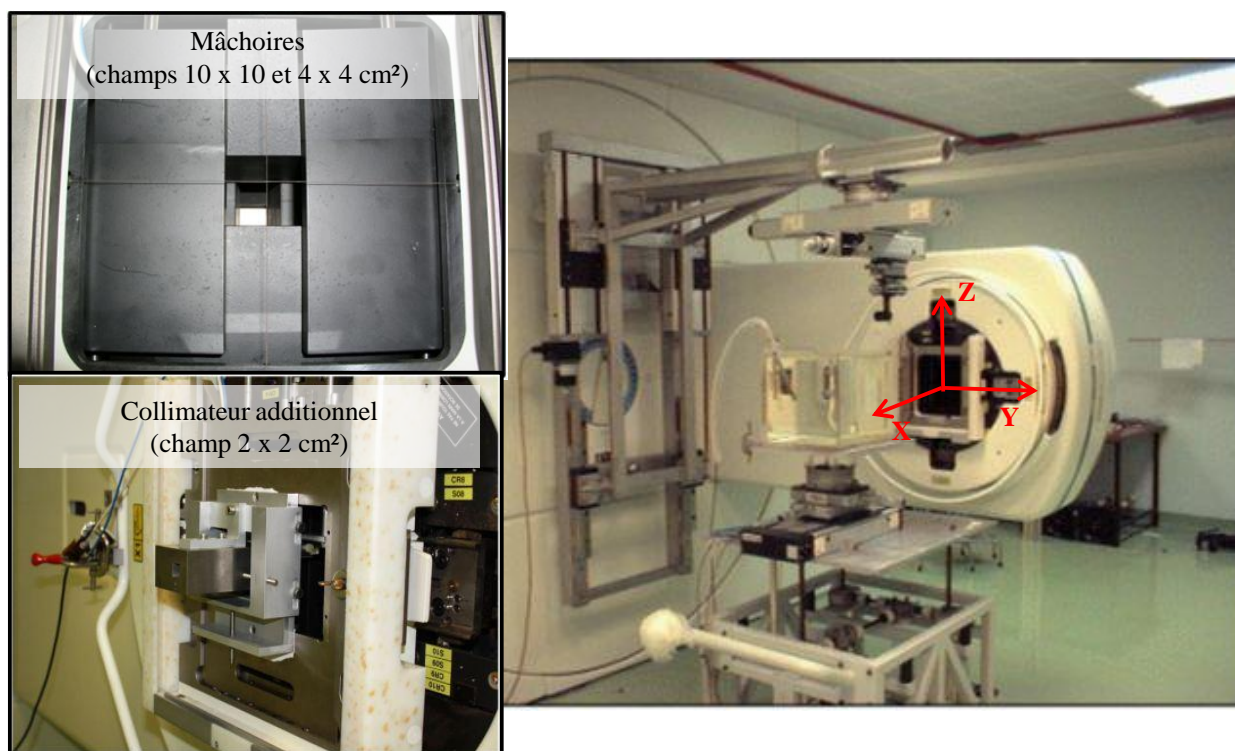


figure II.10_ (à droite) accélérateur Saturne 43 du LNHB et fantôme d'eau ; (à gauche, haut) mâchoires internes à la tête d'irradiation définissant les champs 10×10 et $4 \times 4 \text{ cm}^2$ et (à gauche, bas) collimateur additionnel en tungstène ajouté en sortie de la tête pour la collimation du champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

II.3.2.2] Deux milieux d'intérêt : l'eau et le graphite

Cette étude comporte des mesures dans un fantôme d'eau et dans un fantôme graphite.

Le fantôme d'eau (figure II.10) est constitué d'une cuve à eau en PMMA de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ remplie d'eau distillée. Le faisceau d'irradiation étant orienté horizontalement, il traverse la paroi de la cuve ; l'épaisseur de cette paroi est donc réduite de 15 mm à 4 mm dans une fenêtre de $12 \times 12 \text{ cm}^2$ du côté exposé au faisceau. Pour les faisceaux de photons, cette fenêtre d'entrée en PMMA a une influence faible et n'introduit pas de difficultés pour les mesures.

Le fantôme graphite (figure II.11) est composé de plusieurs pièces de graphite de masse volumique moyenne égale à $1,82 \text{ g/cm}^3$. C'est un parallélépipède rectangle dont les dimensions sont de 30 cm par 30 cm dans le plan normal au faisceau, et de 20 cm selon l'axe du faisceau. La partie centrale est évidée sur un diamètre de 18 cm afin de recevoir les tranches en graphite qui permettent de positionner l'instrument de mesure (tranche usinée sur mesure pour chaque type de dosimètre) et de modifier la profondeur de mesure (tranches pleines).



figure II.11 fantôme graphite du LNH : (à gauche) plaques pleines et plaque usinée spécifiquement pour une chambre d'ionisation plate de type NACP 02 ; (au milieu) mise en place d'une chambre d'ionisation et des plaques assurant la profondeur de mesure ; (à droite) fantôme graphite « complet » pour une mesure ionométrique.

II.3.2.3] Positionnement initial de l'instrument de mesure et du fantôme

L'orientation horizontale du faisceau permet de contrôler les dimensions du champ d'irradiation en comparant les dimensions de la simulation lumineuse sur un mur distant d'environ 7 m, à des repères établis au préalable sur celui-ci. L'instrument de mesure et le fantôme sont centrés au moyen de la projection du croisillon sur le mur ou sur le fantôme.

Les mesures de distance sont effectuées entre la chambre d'ionisation à positionner (ou la surface du fantôme) et une plaque amovible placée à la sortie de la tête d'irradiation. Pour ce faire, on utilise un micromètre d'intérieur à deux touches et les rallonges associées. Lors de mesures dans l'eau, l'instrument de mesure et le fantôme sont positionnés indépendamment l'un de l'autre. Dans le graphite, seule la distance et le centrage du fantôme sont ajustés par l'utilisateur. La profondeur et le centrage de la chambre d'ionisation sont ajustés au moyen des tranches de graphite.

II.3.2.4] Déplacements manuels et automatisés :

➤ Déplacements de l'instrument de mesure (figure II.12)

Lors d'une mesure dans l'eau, le détecteur est fixé à un support qui peut-être déplacé selon trois axes (X, Y et Z) soit manuellement lors du positionnement initial, soit automatiquement lors de mesures sous irradiation. Le déplacement manuel s'effectue à l'aide d'un module de réglage micrométrique fixé au support du détecteur. Trois translations motorisées et pilotées informatiquement assurent les déplacements automatiques.

Le détecteur placé dans le graphite ne peut pas être déplacé indépendamment du fantôme.

➤ Déplacements des fantômes eau et graphite (figure II.12)

Les déplacements du fantôme sont assurés par plusieurs éléments mécaniques :

- Une table motorisée permet un déplacement vertical du fantôme, manuel ou automatique (axe Z) ;
- Des vis micrométriques sont utilisées pour assurer manuellement la rotation du fantôme et son déplacement selon les axes horizontaux X (parallèle au faisceau) et Y (perpendiculaire au faisceau) ;
- Une translation motorisée permet un déplacement horizontal automatique du fantôme. Deux axes de translation sont possibles selon la configuration en place. Habituellement la translation permet le déplacement suivant l'axe Z', similaire à l'axe X. Dans cette situation, un seul fantôme est placé en face du faisceau. Pour les besoins de notre étude, une autre disposition a été introduite. La table a été tournée de 90° afin que l'axe Z' soit similaire à l'axe Y. Ceci permet l'alternance de mesures dans l'eau et dans le graphite au cours de la même journée, déplacement nécessaire à l'application de la méthode de transfert « directe ». Dans ce cas, chaque fantôme possède son propre système de vis micrométriques.

II.3.2.5] Monitoring du faisceau

Pour un faisceau de ^{60}Co de débit suffisamment important, les variations du débit de dose au cours du temps sont uniquement liées à la décroissance radioactive de la source ; un simple chronomètre permet donc leur suivi. Les faisceaux produits par un accélérateur ne sont ni de débit ni de spectre en énergie parfaitement constants. Le débit de dose doit donc être relié à l'information donnée par un moniteur. Ainsi, on s'intéresse à la mesure de R/mon où R est la lecture du dosimètre et mon est celle du moniteur. Dans l'idéal, ce rapport doit être constant.

Le système de monitoring interne à l'accélérateur n'a pas toujours une reproductibilité suffisante pour être utilisé comme moniteur lors de l'établissement des références. Une ou deux chambres d'ionisation sont donc ajoutées pour compléter le système de monitoring. Dans les conditions de référence habituelles, l'une d'entre elle est placée en sortie des mâchoires au bord du faisceau; elle est appelée « moniteur 1 ». L'autre, dont la présence est facultative, est placée soit en sortie des mâchoires comme le moniteur 1, soit à l'arrière de la cuve à eau (figure II.12). On l'appelle « moniteur 2 ».

Ce dispositif est modifié pour les mesures en champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$: en amont du collimateur additionnel, les mâchoires forment un champ asymétrique de $(3,5 + 1,5) \times 3 \text{ cm}^2$ permettant la pleine irradiation du moniteur 1 placé entre les mâchoires et le collimateur (figure II.13).

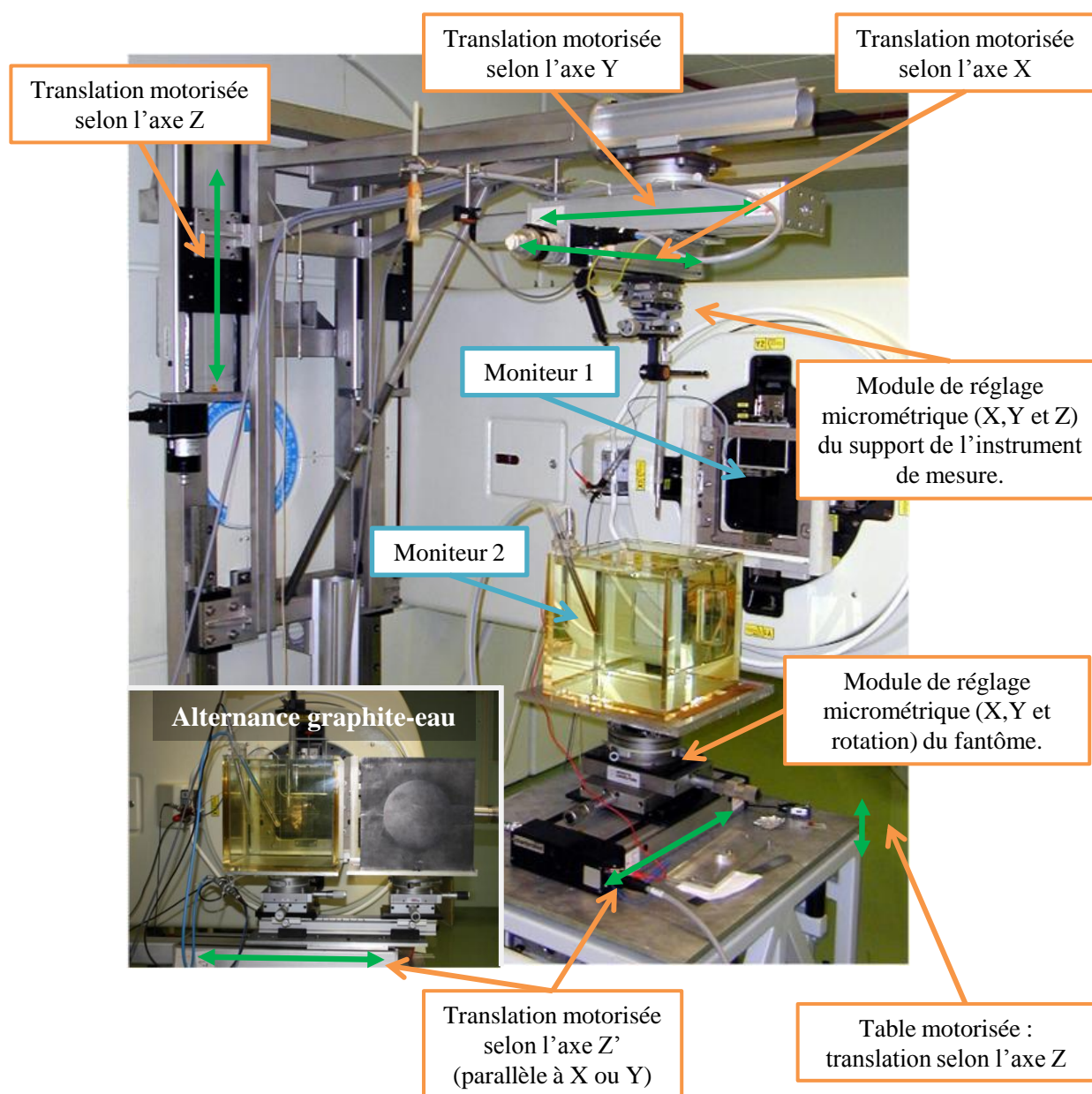


figure II.12 déplacements de l'instrument de mesure et des fantômes. L'encart montre le dispositif mis en place pour alterner les mesures dans l'eau et le graphite au cours de la journée. Ici seule la chambre est positionnée, le fantôme est encore en position basse.

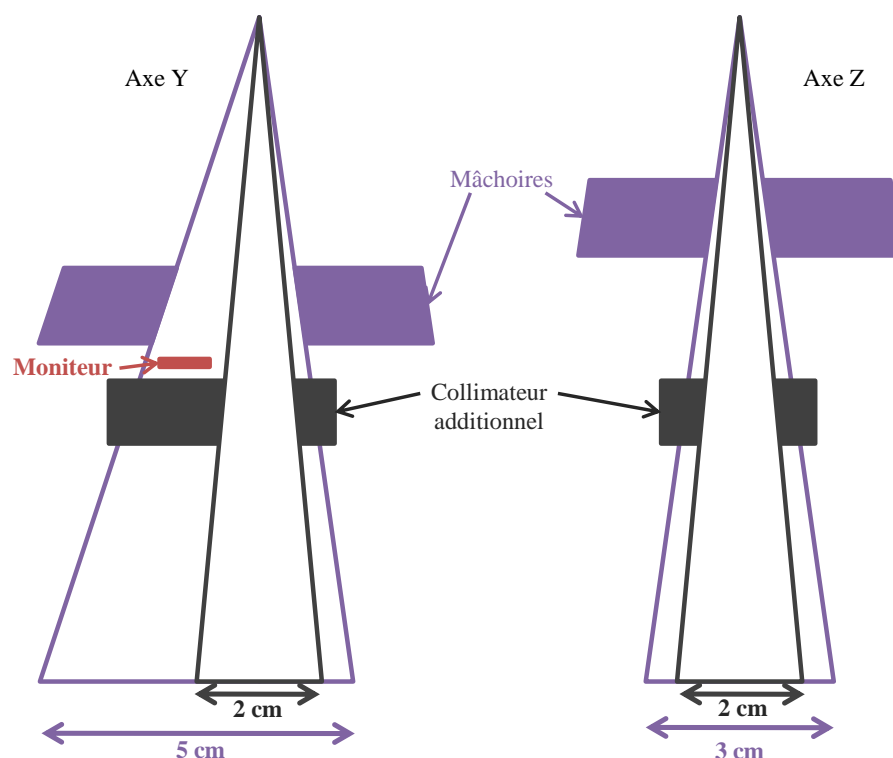


figure II.13 _représentation schématique de la configuration des mâchoires, du collimateur et du moniteur pour les mesures en champ 2 x 2 cm²

II.3.2.6] Programmation des mesures

Hormis le positionnement initial de l'instrument de mesure par l'utilisateur, les mesures sont intégralement gérées par le programme DELPHES développé au laboratoire.

Quel que soit le type de dosimètre irradié, ce programme contrôle :

- les temps d'irradiations (initialement renseignés par l'utilisateur) ;
- la mesure des conditions atmosphériques (température au niveau des moniteurs et dans le fantôme, pression et humidité dans la salle d'irradiation) ;
- la mesure des signaux bruts des moniteurs 1 et 2 ;
- l'enregistrement de ces données dans un fichier texte à la fin de la mesure ;
- le déplacement du dosimètre et du fantôme jusqu'au prochain point de mesure.

De plus, dans le cas des mesures par chambre d'ionisation et calorimétrie graphite, le programme gère également la mesure et l'enregistrement des valeurs des grandeurs d'intérêt caractéristiques de ces dosimètres.

II.4. Simulations Monte Carlo des faisceaux étudiés

Depuis les années 90, les codes de Monte Carlo sont devenus des outils essentiels en physique des rayonnements ionisants. Ils jouent à présent un rôle à plusieurs niveaux de la chaîne de traçabilité de la dose absorbée en radiothérapie. Dans le cadre de la métrologie primaire, ils permettent le calcul de la majorité des facteurs de correction relatifs aux perturbations introduites par les dosimètres dans le milieu. Le principe de base de ces méthodes statistiques (la simulation individuelle d'un grand nombre de particules à partir de nombres aléatoires et de sections efficaces d'interaction chargées de reproduire le phénomène physique) permet de pallier les difficultés de mise en œuvre et le manque de précision des méthodes expérimentales et analytiques.

Cependant, la fiabilité des valeurs calculées est difficile à évaluer. En effet, si les incertitudes statistiques (de type A [JCGM, 2008]) sont facilement accessibles, il est difficile d'évaluer les incertitudes de type B dues par exemple à une mauvaise connaissance de certaines sections efficaces ou aux approximations des modèles de diffusion des électrons.

C'est pourquoi nous avons eu recours à deux codes Monte Carlo pour déterminer les facteurs de correction K_{Trg}^{abs} et K_{Trw}^w : le code BEAMnrc/EGSnrc [KAWRAKOW, 2003 ; ROGERS, 2007] et le code PENELOPE [SALVAT, 2003]. Seules les simulations au moyen du code PENELOPE seront décrites. Les simulations avec le code BEAMnrc/EGSnrc ayant été réalisées au sein du LNHB mais en dehors du cadre de cette thèse, nous mentionnerons seulement les résultats associés.

II.4.1] Présentation du code PENELOPE

Le code PENELOPE (PENetration and ENergy LOss of Positrons and Electrons) a été développé, dans les années 90, par l'équipe du professeur Salvat de l'Université de Barcelone. Il permet la simulation des photons, des électrons et des positons ayant une énergie comprise entre 100 eV et 1 GeV dans des matériaux simples ($Z=1$ à 92) ou composites. Le transport des photons est simulé de manière détaillée : chaque interaction est simulée de manière individuelle jusqu'à ce que le photon sorte du milieu d'intérêt ou ait une énergie inférieure à une énergie de coupure prédéfinie. La simulation du transport des électrons et des positons est mixte : les événements catastrophiques (c'est-à-dire caractérisés par une perte d'énergie ou une déflexion angulaire supérieure à des seuils prédéfinis) sont simulés de manière détaillée alors que la simulation des autres événements est condensée et suit la théorie de la diffusion multiple.

La simulation du transport des particules est gérée par un ensemble de programmes en langage FORTRAN 77 (figure II.14) :

- le programme PENGEOM prend en charge la géométrie et facilite la localisation des interactions ;
- le programme PENELOPE contient les algorithmes d'interaction des particules ;
- le programme PENDOSE contrôle les trajectoires des particules et réalise le stockage des valeurs d'intérêt. Il fait appel aux programmes PENGEOM et PENELOPE.

L'utilisateur fournit au code PENELOPE trois fichiers d'entrée au format texte :

- le fichier Pen.geo contient les données relatives à la géométrie modélisée ;
- le fichier Pen.mat contient les sections efficaces d'interaction des matériaux rencontrés ;
- le fichier Pen.in contient les paramètres de simulation tels que le nombre de particules primaires à simuler et les énergies de coupure des particules.

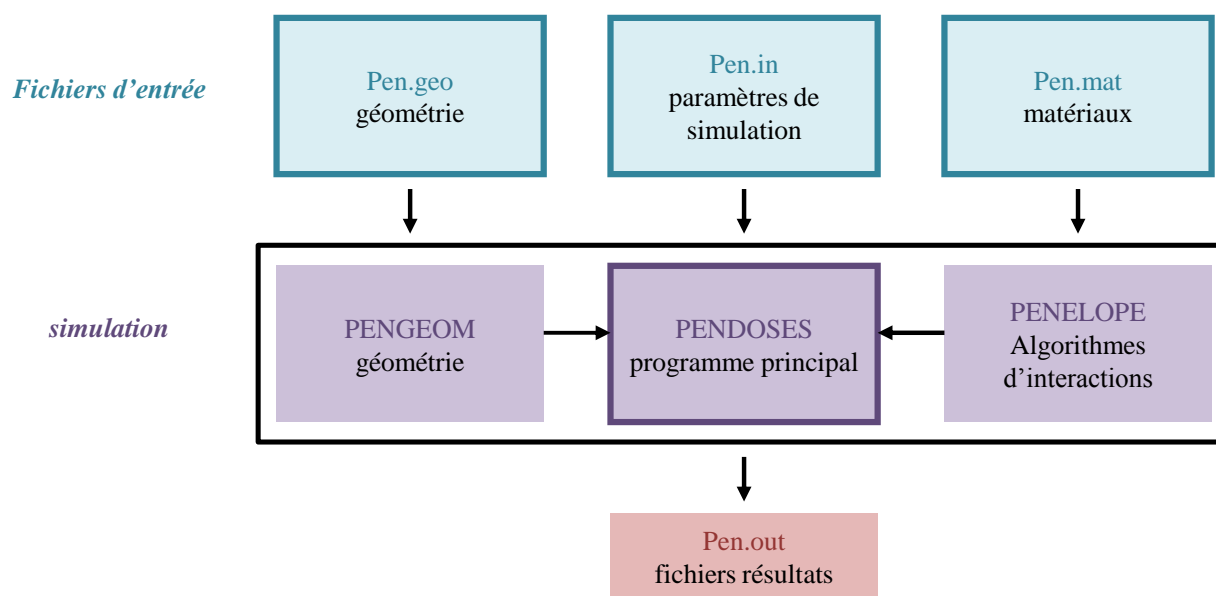


figure II.14 _structure générale du code Monte Carlo PENELOPE : programmes et fichiers d'entrée.

Les programmes utilisés lors de cette étude sont basés sur la version 2004 du code PENELOPE. Ils ont été adaptés pour la modélisation de l'accélérateur Saturne 43 du LNHB par L. Blazy-Aubignac [BLAZY-AUBIGNAC, 2007] sur l'exemple des travaux réalisés par J. Mazurier pour une version antérieure du code [MAZURIER, 1999].

II.4.2] Méthodologie

L'établissement des références dosimétriques requiert le calcul de la dose absorbée dans 4 configurations (cf. II.2) :

- Dose dans l'absorbeur du calorimètre graphite placé dans le fantôme graphite ;
- Dose dans le volume sensible du dosimètre de transfert placé dans le graphite ;

- Dose dans le volume sensible du dosimètre de transfert placé dans l'eau ;
- Dose dans un volume d'eau placé dans l'eau et centré au point de référence.

Pour réduire les temps de calculs, la simulation du transport des particules est divisée en plusieurs étapes : une première étape commune aux quatre configurations et les autres étapes spécifiques à chaque configuration. C'est la méthode dite « d'espace des phases » (figure II.15). Dans notre cas, les particules sont suivies depuis la fenêtre en titane située à la sortie de la chambre de déviation jusqu'à la sortie de la tête d'irradiation (avec prise en compte du collimateur additionnel pour le champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$). Les caractéristiques des particules sont alors enregistrées dans le fichier d'espace des phases (PSF) lorsqu'elles traversent le plan situé à 90 cm de la cible. Ce fichier est utilisé, dans un second temps, comme source d'irradiation secondaire et les particules sont alors suivies au sein du fantôme et du détecteur.

De plus, une parallélisation « manuelle » des simulations a été mise en place : il s'agit de scinder la simulation de N électrons primaires en N/x simulations indépendantes. Pour cela des nombres aléatoires indépendants sont utilisés comme « germes » pour les N/x simulations permettant la création du fichier d'espace des phases. Les PSFs ainsi obtenus sont supposés être suffisamment différents pour être traités de la même façon lors de l'étape dosimétrique suivante (c'est-à-dire en utilisant des « germes » identiques pour les N/x PSFs).

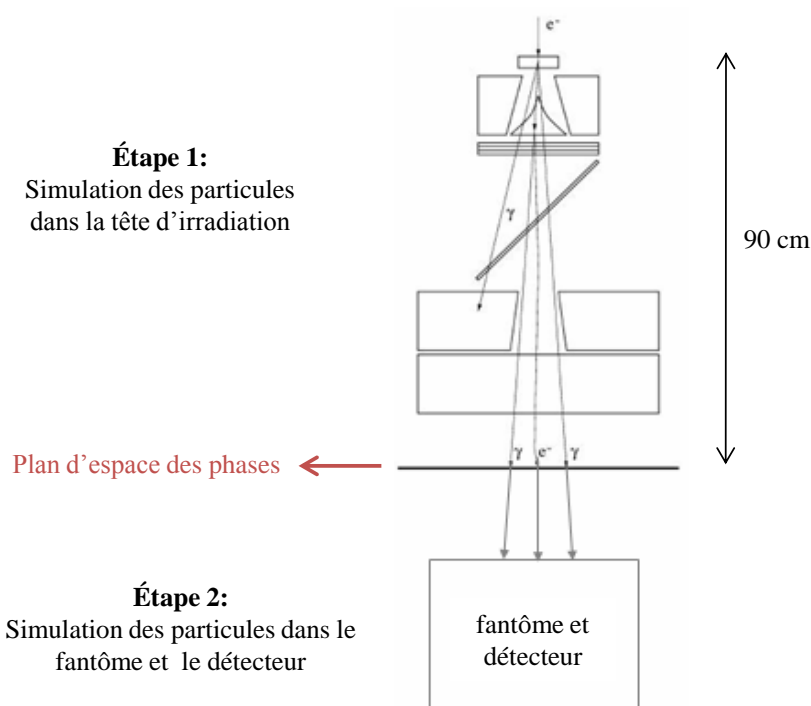


figure II.15_Simulation du transport des particules en 2 étapes (représentation schématique – en champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$, le PSF est enregistré après le collimateur additionnel non représenté ici).

Les électrons sortant de la chambre de déviation jouent le rôle de source primaire pour les simulations. Les caractéristiques spatiales et énergétiques de ces électrons n'étant pas aisément accessibles

expérimentalement, une étape d’ajustement de ces paramètres est indispensable avant de réaliser le calcul de la dose absorbée dans les détecteurs.

Les trois paramètres considérés pour définir la source d’électrons primaires sont :

- l’énergie moyenne, E_0 ;
- la largeur à mi-hauteur de la distribution en énergie supposée gaussienne $FWHM_E$;
- la distribution spatiale des électrons au niveau de la fenêtre en titane.

Dans cette étude, la distribution spatiale des électrons a été prise identique à celle choisie par L. Blazy-Aubignac [BLAZY-AUBIGNAC, 2007]. Il s’agit d’une distribution circulaire dont le profil selon un diamètre est présenté sur la figure II.16. Ainsi pour les 9 faisceaux étudiés, seules l’énergie moyenne et la largeur à mi-hauteur ont été ajustées.

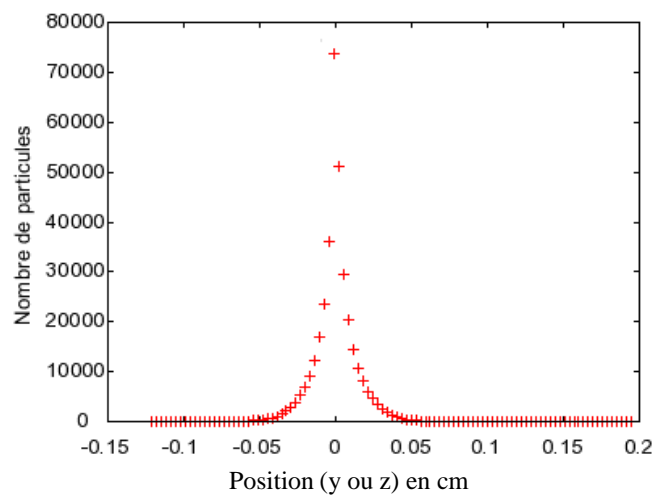


figure II.16_distribution spatiale des électrons au niveau de la surface d'entrée de la cible

L’ajustement est réalisé en comparant les distributions de dose mesurées dans un fantôme d’eau à celles obtenues par simulation Monte Carlo. Nous utilisons à cet effet, la distribution de dose en profondeur sur l’axe du faisceau (rendement en profondeur) et les profils de dose à 10 cm de profondeur selon les axes Y et Z.



Dans ce chapitre, nous avons présenté la méthode avec laquelle sont établies les références dosimétriques ainsi que le matériel utilisé pour les irradiations et les simulations au cours de cette thèse, à savoir l’accélérateur Saturne 43 et le code Monte Carlo PENELOPE.

Dans le chapitre suivant, nous décrivons les instruments de mesure utilisés pour la mise en œuvre de cette méthodologie en insistant sur le choix et le développement de détecteurs adaptés à des mesures en champs 4 x 4 et 2 x 2 cm².

Chapitre III

Les dosimètres : description et fonctionnement.

III.1. Introduction

Alors que le signal mesuré par un dosimètre est représentatif de la dose absorbée moyenne dans son volume sensible, la valeur de référence de la dose absorbée est donnée en un point. Le signal mesuré peut être considéré équivalent à une mesure ponctuelle seulement si la distribution de dose au sein du volume sensible est uniforme. De plus, si les dimensions du volume sensible sont trop grandes par rapport à la taille du faisceau, le coefficient d'étalonnage du dosimètre peut varier subitement suite au manque d'équilibre électronique latéral en bords de faisceau. Les dimensions des dosimètres habituellement utilisés en métrologie de la dose sont donc choisies de manière à ce que la distribution de dose au sein du volume sensible soit la plus homogène possible pour le champ standard de 10 x 10 cm² tout en conservant un volume de détection suffisant. La non-homogénéité de la distribution de dose peut-être corrigée dans la mesure où elle est bien connue, c'est-à-dire lorsque :

- la variation du coefficient d'étalonnage de l'instrument utilisé pour mesurer la distribution de dose sur le volume d'intérêt est faible ;
- le volume sensible de cet instrument est suffisamment petit.

Le problème majeur lors de la réalisation de mesures en champs 4 x 4 et 2 x 2 cm² est donc de trouver des dosimètres de dimensions adaptées ayant des performances compatibles avec une utilisation métrologique.

Dans ce chapitre, nous présentons les caractéristiques des dosimètres utilisés ainsi que les principes de mesures associés et les facteurs de correction devant être appliqués aux mesures. Le problème des mesures dans les champs de 4 x 4 et 2 x 2 cm² sera également traité dans ce chapitre pour la calorimétrie graphite et les dosimètres de transfert. Un chapitre entier sera consacré au choix d'une chambre d'ionisation de référence adaptée à des mesures en champ 2 x 2 cm².

III.2. La calorimétrie graphite

Pour réaliser cette étude, nous avons retenu comme dosimètre primaire le calorimètre graphite. En effet, sous réserve de la connaissance du défaut de chaleur⁷, la calorimétrie est la technique dosimétrique la plus directe pour accéder à la dose absorbée car elle mesure directement l'énergie déposée par les rayonnements ionisants. Le graphite a été retenu comme matériau de construction pour son absence de défaut de chaleur, pour son numéro atomique proche des tissus biologiques ainsi que pour ses qualités mécaniques et thermiques.

Le calorimètre « GR9 » construit au LNHB avant le début de l'étude dispose d'un élément sensible de 16 mm de diamètre [OSTROWSKY, 2008]. Il peut être utilisé pour les mesures en champs 10 x 10 et

⁷ Pour accéder à la dose absorbée, la calorimétrie mesure l'énergie apportée par les rayonnements ionisants et convertie en chaleur. **On parle de défaut de chaleur lorsque l'énergie apportée par les rayonnements ionisants n'est pas complètement convertie en chaleur.**

4 x 4 cm² mais n'est plus adapté aux mesures en champ 2 x 2 cm². Un calorimètre dont le diamètre de l'élément sensible est notablement inférieur à celui du GR9 a donc été conçu et réalisé au LNHB par Aimé Ostrowsky durant cette étude; c'est le calorimètre « GR10 » [OSTROWSKY, 2010c].

III.2.1] Caractéristiques techniques des calorimètres GR9 et GR10

III.2.1.1] Description

La plupart des pièces des calorimètres sont usinées dans un graphite de très haute pureté provenant de la société Carbone Lorraine sous la référence 5890 PT. Sa masse volumique moyenne est de 1,82 g.cm⁻³ pour le calorimètre GR9 et de 1,854 g.cm⁻³ pour le calorimètre GR10.

Les calorimètres GR9 et GR10 répondent au même principe de construction. La partie centrale du calorimètre est constituée de trois corps cylindriques concentriques : l'absorbeur, l'écran et le manteau (figure III.1). Ces corps sont séparés les uns des autres par des interstices de vide d'environ 1 mm de façon à assurer l'isolation thermique. Ils sont maintenus les uns dans les autres au moyen de fils de soie (GR9) ou de tubes en kapton (GR10). Des thermistances sont insérées pour la mesure de la température et le chauffage des différents corps.

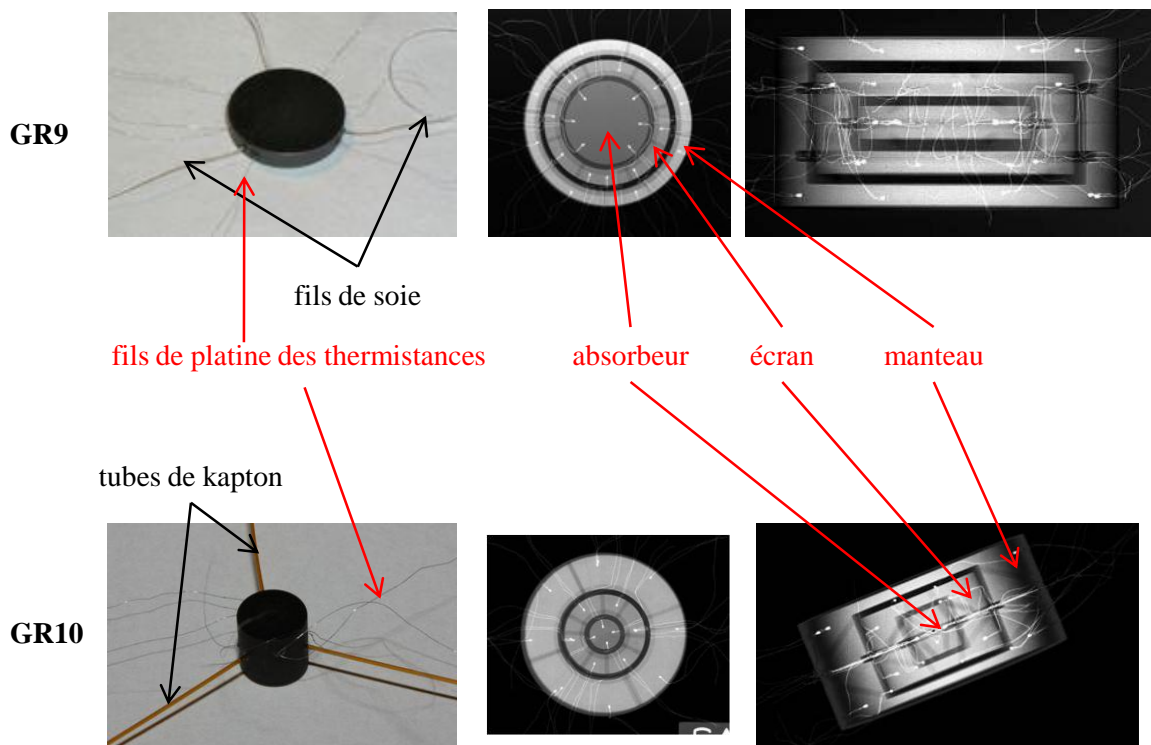


figure III.1_calorimètres GR9 et GR10. Photographies des absorbeurs (à gauche) et radiographies de face (au milieu) et de profil (à droite) de l'ensemble absorbeur-manteau-écran.

Les dimensions des corps sont données dans le tableau III.1. La masse de l'absorbeur du GR9 est égale à 1,06 g. Pour le calorimètre GR10, elle est de 0,32 g. Par contre, les dimensions externes des calorimètres sont identiques.

	GR9 – champs 10 x 10 et 4 x 4 cm²		GR10 – champs 2 x 2 cm²	
	Diamètre (mm)	Épaisseur (mm)	Diamètre (mm)	Épaisseur (mm)
Absorbeur	16	3	6	6
Écran	24	9	16	10,5
Manteau	32	15	32	15
Calorimètre + enceinte	180	32	180	32

tableau III.1_dimensions des éléments constitutifs des calorimètres GR9 et GR10.

La partie centrale du calorimètre est insérée dans une enceinte constituée majoritairement de graphite. Le graphite étant poreux, l'étanchéité à l'air est assurée par une feuille en Mylar de 0,1 mm d'épaisseur au niveau des faces avant et arrière et par une paroi latérale en PMMA de 15 mm d'épaisseur. L'épaisseur totale du calorimètre placé dans l'enceinte est de 32 mm et son diamètre extérieur est de 18 cm. L'ensemble est connecté à une pompe à vide. Pour réaliser les mesures, le calorimètre est placé dans le fantôme graphite décrit dans le paragraphe II.3.2.2]. Le point de référence du calorimètre est le centre géométrique de l'absorbeur qui correspond au centre géométrique du calorimètre.

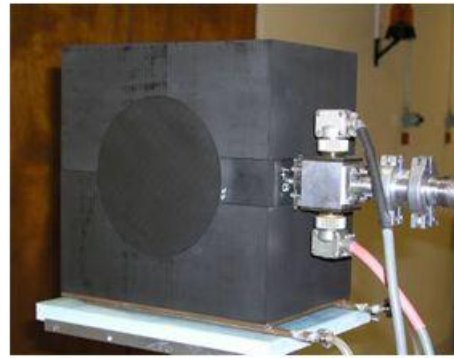


figure III.2_calorimètre placé dans l'enceinte à vide (à gauche) ; calorimètre positionné dans le fantôme graphite (à droite).

III.2.1.2] Échanges et régulation thermiques

L'inconvénient de la calorimétrie est sa faible sensibilité (environ 1 mK.Gy⁻¹ dans le cas du graphite). Les débits de dose des faisceaux étudiés étant de l'ordre du gray par minute, l'élévation de température résultante est de l'ordre du milli kelvin par minute. Ceci implique que la température au niveau de l'absorbeur en l'absence d'irradiation soit stable à mieux que quelques dizaines de micro kelvins sur la durée d'une mesure. Tout est donc mis en œuvre pour réduire les échanges thermiques entre les différents corps du calorimètre. Par exemple, les fuites thermiques par convection entre les différents corps sont réduites par l'intermédiaire des interstices de vide. Pour une pression inférieure à 10⁻⁵ Torr mesurée à la sortie de la pompe, les fuites thermiques par convection sont suffisamment faibles.

À l'aide des thermistances de chauffage, le manteau est maintenu à une température fixe, de 1 à 3 degrés au-dessus de la température moyenne de la salle d'irradiation qui tient lieu de source froide. Par ailleurs, afin de réduire les transferts thermiques entre l'absorbeur et l'écran, l'écart des températures entre ces deux corps est mesuré à l'aide de thermistances puis minimisé au moyen d'une contre-réaction thermique permanente assurée par des thermistances de chauffage implantées dans l'écran.

III.2.2] Principe de la mesure par calorimétrie graphite

La dose absorbée moyenne dans l'absorbeur D_{abs} est déterminée par la relation suivante :

$$D_{abs} = \frac{Q}{m} \times \frac{1}{r_{cal}} \quad \text{III.1}$$

où :

- Q est la quantité de chaleur apparaissant sous irradiation dans l'absorbeur ;
- m est la masse de l'absorbeur ;
- r_{cal} est le rendement calorifique.

Le rendement calorifique du graphite est considéré égal à un, c'est-à-dire que toute l'énergie déposée est dissipée sous forme de chaleur (le défaut de chaleur est donc nul). On peut alors écrire :

$$D_{abs} = \frac{Q}{m} = c_p \times \Delta T = c_p \times A \times L_{therm} \quad \text{III.2}$$

où :

- c_p est la capacité thermique massique du graphite;
- ΔT est l'élévation de la température liée à la quantité de chaleur apparue. Elle est mesurée à l'aide d'une thermistance⁸ (lecture L_{therm}) étalonnée en température (coefficient d'étalonnage A).

L'application de la relation III.2 impliquerait l'étalonnage en température de la thermistance, une connaissance précise de c_p pour l'absorbeur ainsi qu'une détermination des fuites thermiques de l'absorbeur vers l'écran. En pratique une méthode plus précise, basée sur un étalonnage électrique, est utilisée. Cette méthode consiste à dissiper, par effet Joule dans les thermistances de chauffage de l'absorbeur, une quantité connue de chaleur $Q_{ét}$ et à mesurer le signal de la thermistance de mesure $L_{ét}$. Le coefficient d'étalonnage électrique F , est alors défini par la relation :

$$F = \frac{Q_{ét}}{L_{ét}} = c_p \times m \times A \quad \text{III.3}$$

Ce facteur ne fait appel à aucune grandeur dosimétrique mais à une seule grandeur physique mesurable avec une meilleure exactitude : la puissance électrique.

Sous irradiation, l'énergie Q délivrée à l'absorbeur est déterminée à partir de la lecture L_{therm} et du facteur d'étalonnage électrique. On a alors :

$$D_{abs} = \frac{F \times L_{therm}}{m} \quad \text{III.4}$$

⁸ L'augmentation de la température entraîne une diminution de la résistance de la thermistance mesurée au moyen d'un pont de Wheatstone. La lecture L d'une thermistance correspond à la détermination de cette variation à partir d'une mesure de variation de tension via une calibration ohmique du pont réalisée avant chaque mesure.

III.2.3] Modélisation Monte Carlo

Le calcul par simulation Monte Carlo de la dose absorbée dans l'absorbeur du calorimètre est nécessaire lors du transfert de la dose dans l'absorbeur à la dose dans le graphite (cf. II.2.2]). La figure III.3 montre la modélisation géométrique des calorimètres GR9 et GR10 pour le code Monte Carlo PENELOPE.

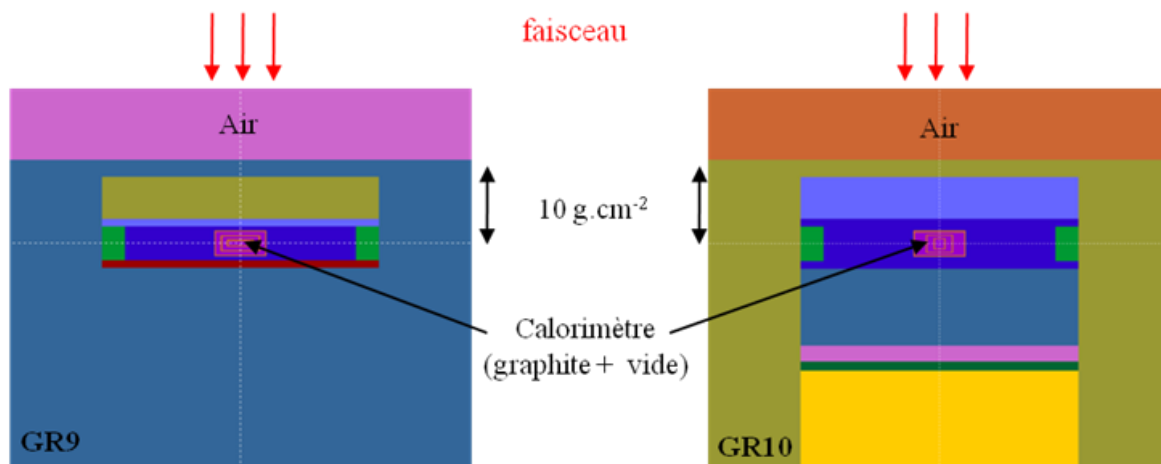


figure III.3 représentation 2D de la modélisation géométrique des calorimètres GR9 et GR10 dans le fantôme graphite par le code Monte Carlo PENELOPE au moyen du logiciel gview. Il s'agit d'une coupe dans le plan $X=0$.

Tous les éléments des calorimètres sont modélisés excepté les « impuretés » qui n'ont pas les mêmes propriétés dosimétriques que le graphite c'est-à-dire les thermistances, la colle, les fils de soie et les tubes en kapton. Ces éléments sont en effet trop petits pour être correctement modélisés par simulations Monte Carlo. Les impuretés présentes dans l'écran et le manteau ont une influence négligeable sur la dose absorbée dans l'absorbeur. Il est néanmoins indispensable de tenir compte des perturbations introduites par les impuretés présentes dans l'absorbeur.

III.2.4] Facteurs de correction de perturbation pour les impuretés

III.2.4.1] Définition

On nomme k_i le facteur de correction de perturbation pour les impuretés. Il est défini par :

$$k_i = \frac{D_{abs, sans impuretés}}{D_{abs}} \quad \text{III.5}$$

où : $D_{abs sans impuretés}$ est la dose moyenne absorbée dans l'absorbeur lorsque les impuretés dans le graphite sont remplacées, à volume égal, par du graphite.

Les résultats des mesures calorimétriques seront donc multipliés par k_i pour corriger de l'effet des impuretés sur la dose mesurée.

III.2.4.2] Calcul du facteur de correction pour les impuretés

Le calcul de k_i n'entre pas dans le cadre de cette thèse. Il est effectué au LNHB d'après la méthode décrite dans une note technique du laboratoire [DAURES, 2005].

Le tableau III.2 donne le détail des masses et des masses volumiques des impuretés de l'absorbeur pour les calorimètres GR9 et GR10.

Matériau	calorimètre GR9			calorimètre GR10		
	Masse (g)	Pourcentage massique	Masse volumique (g.cm ⁻³)	Masse (g)	Pourcentage massique	Masse volumique (g.cm ⁻³)
Graphite	1,05743	99,41%	1,82	0,32002	99,11%	1,86
Thermistances	0,00098	0,09%		0,00062	0,19%	
Verre	0,00058	0,05%	2,40	0,00037	0,11%	2,40
Partie active	0,00040	0,04%	3,95	0,00025	0,08%	3,95
Fils de platine	0,00090	0,08%	21,5	0,00044	0,14%	21,5
Colle	0,00404	0,38%	1,10	0,00145	0,45%	1,10
Soie	0,00039	0,04%	1,5			
kapton				0,00038	0,12%	1,42
Total	1,06374	100 %		0,32291	100 %	

tableau III.2_masse des impuretés au niveau de l'absorbeur pour les calorimètres GR9 et GR10

Les valeurs de k_i en résultant sont données dans le tableau III.3 avec une incertitude-type de type B estimée à 0,1 %. Logiquement, plus le pourcentage massique d'impuretés augmente plus la correction à apporter est importante.

6 MV sans cône égalisateur	6 MV	12 MV
GR9 - 10 x 10 et 4 x 4 cm²		
0,9971	0,9971	0,9968
GR10 – 2 x 2 cm²		
0.9955	0.9955	0.9952

tableau III.3_facteurs de correction de perturbation pour les impuretés de l'absorbeur utilisés dans cette étude.

III.3. Les dosimètres de transfert graphite-eau

Deux types de dosimètres ont été utilisés pour le transfert de la dose absorbée dans l'absorbeur du calorimètre à la dose absorbée dans l'eau :

- Les dosimètres de Fricke en champs 10 x 10 et 4 x 4 cm² ;
- Les dosimètres à l'alanine en champ 2 x 2 cm².

Si les dosimètres de Fricke ont déjà joué le rôle de dosimètre de transfert pour l'établissement des références au LNHb [CHAUVENET, 1997], il n'en est pas de même pour les dosimètres à l'alanine.

III.3.1] Champs 10 x 10 et 4 x 4 cm² : la dosimétrie de Fricke

III.3.1.1] Présentation

Le dosimètre chimique au sulfate de fer, également appelé dosimètre de Fricke, est basé sur l'oxydation des ions ferreux (Fe²⁺) en ions ferriques (Fe³⁺) par les produits de la radiolyse de l'eau générés par les rayonnements ionisants. L'augmentation de la concentration en ions ferriques est mesurée par spectrophotométrie du pic d'absorption à 304 nm. Cette concentration en ions ferriques est directement

proportionnelle à la dose absorbée dans la solution de Fricke, D_{Fricke} , par l'intermédiaire du rendement radiochimique $G_{Fe^{3+}}$ exprimé en $\text{mol.kg}^{-1}.\text{Gy}^{-1}$:

$$D_{Fricke} = \frac{[Fe^{3+}]}{G_{Fe^{3+}} \times \rho} \quad \text{III.6}$$

où :

- $[Fe^{3+}]$ est la concentration d'ions ferriques (mol.l^{-1}) ;
- ρ est la masse volumique de la solution (kg.l^{-1}).

Du fait que le dosimètre de Fricke est constitué d'environ 96 % d'eau en masse, son comportement vis-à-vis de l'atténuation des rayonnements ionisants est très similaire à l'eau. Il est utilisable dans une gamme de dose absorbée s'étendant de 10 à 300 Gy pour des débits allant jusqu'à 10^6 Gy.s^{-1} .

Son défaut majeur demeure sa grande sensibilité à la présence d'impuretés organiques créant une sur-réponse du dosimètre.

III.3.1.2] Dosimètres et irradiations

La composition de la solution de Fricke utilisée au LNHB est donnée dans le tableau III.4. L'ajout de chlorure de sodium permet de limiter l'action des impuretés.

<i>Composé chimique</i>	<i>Forme</i>	<i>Concentration en mol.L^{-1}</i>
H_2SO_4	Solution d'acide sulfurique à 95 %	0,4
Fe^{2+}	Sel de Mohr $(\text{NH}_4)_2 \text{Fe}(\text{SO}_4)_2, 6 \text{ H}_2\text{O}$	10^{-3}
NaCl		10^{-3}

tableau III.4_composition de la solution de Fricke du LNHB

Les instruments et la verrerie qui interviennent lors de la préparation de la solution de Fricke, des dosimètres ou de la mesure spectrophotométrique sont immergés pendant au moins 24h dans un mélange sulfochromique pour détruire toute matière organique [BALTÈS, 2007 ; SOREL, 2010].

Le conteneur utilisé lors des irradiations est une ampoule cylindrique dite ampoule « camembert » en quartz supra sil (SiO_2). Elle présente une contenance de 2 ml, un diamètre externe de 22 mm et une épaisseur externe de 12,5 mm (figure III.4). L'épaisseur de la paroi est de 1,5 mm sur la partie circulaire du cylindre et de 1,25 mm pour les 2 faces parallèles. Une cheminée d'accès est située sur la partie circulaire ; elle est fermée par un bouchon conique en silicone.



figure III.4_ ampoule « camembert » utilisée pour la dosimétrie de Fricke

Avant la préparation des dosimètres, chaque ampoule est nettoyée avec une ancienne solution de Fricke puis maintenue remplie de solution de Fricke pendant au moins 24 h pour éliminer les résidus de mélange sulfochromique. Lors de la préparation, les ampoules sont vidées et rincées avec la solution de Fricke à utiliser pour les irradiations du jour, avant d'être remplies avec cette même solution. Un nombre adapté d'ampoules est préparé chaque matin selon les expériences prévues durant la journée. La solution s'oxydant naturellement à l'air libre, il est également nécessaire de préparer une solution témoin qui ne sera pas irradiée.

Au cours de la journée, chaque dosimètre est positionné soit dans le fantôme d'eau à l'aide d'un support fixé au module de vis micrométriques, soit dans le fantôme graphite au moyen d'une tranche en graphite spécialement usinée (figure III.5).

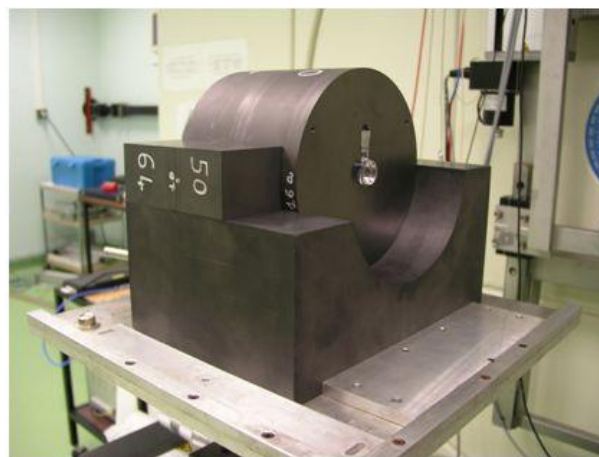
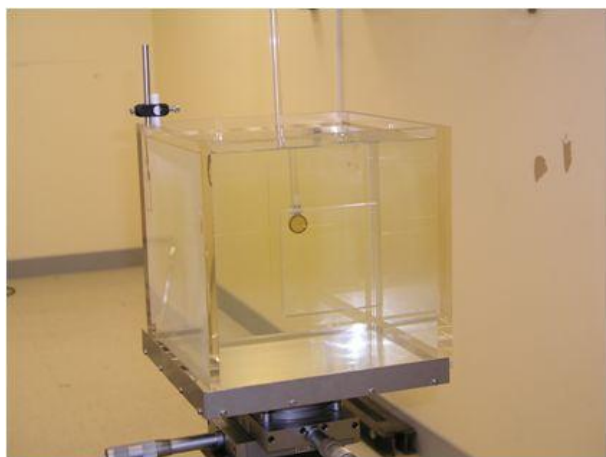


figure III.5_ dosimètre de Fricke immergé dans le fantôme d'eau et positionné dans le fantôme graphite ouvert.

La température de la solution de Fricke pendant l'irradiation est considérée identique à celle du milieu. Elle est mesurée à l'aide d'une sonde de température placée dans le fantôme.

Après irradiation, le dosimètre est stocké dans le laboratoire de chimie en vue de la mesure spectrophotométrique.

III.3.1.3] Mesure spectrophotométrique

La solution (irradiée ou témoin) est placée dans une cuve spectrophotométrique en quartz suprasil de longueur interne l égale à 1 cm.

Le spectrophotomètre donne le spectre d'absorption de la lumière incidente entre 190 et 1100 nm (spectre UV-visible). Pour chaque longueur d'onde et d'après la loi de Lambert-Beer [SOREL, 2010], la valeur de la densité optique ΔDO , est définie par :

$$\Delta DO = -\log_{10} \frac{I}{I_0} = \varepsilon \times l \times [Fe^{3+}] \quad \text{III.7}$$

où :

- I_0 est l'intensité de la lumière incidente ;
- I est l'intensité transmise après la cuve.
- ε est le coefficient d'extinction molaire ($m^2.mol^{-1}$)

Pour l'exploitation des lectures, seules deux valeurs de longueurs d'onde sont utilisées : l'absorption de l'ion Fe^{3+} est mesurée à 304 nm et la ligne de base du spectre est mesurée à 450 nm.

Les mesures de densité optique de la solution témoin ou des solutions irradiées sont ensuite corrigées de l'effet de la température lors de la lecture (mesurée dans la cuve juste après la lecture). Les mesures pour les dosimètres irradiés sont également corrigées de l'effet de la température lors des irradiations. La densité optique à 20°C de la solution témoin est retranchée à la densité optique à 20°C des dosimètres irradiés. On a donc :

$$\Delta DO_{dosi}^{20^\circ C} = \frac{\frac{\Delta DO_{dosi}^{304\text{ nm}} - \Delta DO_{dosi}^{450\text{ nm}}}{1 + 0,0069 \times (T_{lecture}^{dosi} - 20^\circ C)} - \Delta DO_{témoin}^{20^\circ C}}{1 + 0,0012 \times (T_{irrad}^{dosi} - 20^\circ C)} \quad \text{III.8}$$

avec

$$\Delta DO_{témoin}^{20^\circ C} = \frac{\Delta DO_{témoin}^{304\text{ nm}} - \Delta DO_{témoin}^{450\text{ nm}}}{1 + 0,0069 \times (T_{lecture}^{témoin} - 20^\circ C)} \quad \text{III.9}$$

Le terme $1 + 0,0069 \times (T_{lecture}^{dosi} - 20^\circ C)$ corrige le coefficient d'extinction molaire ε , donné à 20°C, de l'effet de la température lors de la lecture spectrophotométrique. Le terme $1 + 0,0012 \times (T_{irrad}^{dosi} - 20^\circ C)$ corrige le rendement radiochimique $G_{Fe^{3+}}$, donné à 20°C, de l'effet de la température d'irradiation.

III.3.1.4] Calculs dosimétriques et application au transfert graphite-eau

En combinant les équations III.6 et III.7, on obtient pour la dose absorbée dans la solution de Fricke :

$$D_{Fricke} = \frac{\Delta DO_{dosi}^{20^\circ C}}{G_{Fe^{3+}} \times \rho \times \varepsilon \times l} \quad \text{III.10}$$

Si on applique cette relation au rapport D_{Trw}/D_{Trg} apparaissant lors du transfert de la dose dans l'absorbeur du calorimètre à la dose dans l'eau (cf. II.2.2.2]), on a :

$$\frac{D_{Trw}/mon_w}{D_{Trg}/mon_g} = \frac{D_{Fricke\ w}/mon_w}{D_{Fricke\ g}/mon_g} = \frac{\Delta DO_{dosi\ w}^{20^\circ C}/mon_w}{\Delta DO_{dosi\ g}^{20^\circ C}/mon_g} \quad \text{III.11}$$

en effet :

- la masse volumique de la solution de Fricke ρ , la longueur de la cuve spectrophotométrique l et le coefficient d'extinction molaire ε sont indépendants du milieu dans lequel le dosimètre de Fricke a été irradié ;
- le rendement radiochimique est considéré indépendant des différences de spectre en énergie existant entre le fantôme d'eau et le fantôme graphite pour une même profondeur massique de mesure (10 g.cm^{-2}).



Les ampoules « camembert » de diamètre interne égal à 1,9 cm sont incontestablement inadaptées à une utilisation en champ de $2 \times 2\text{ cm}^2$. Par ailleurs, la mise en œuvre de la dosimétrie de Fricke pour des dosimètres de dimensions inférieures n'est pas envisageable actuellement. En effet, la réduction du volume sensible des dosimètres de Fricke entraînerait une réduction du volume de solution à disposition lors des mesures spectrophotométriques. Or, la maîtrise actuelle de cette technique au LNHb ne permettrait pas d'obtenir des mesures satisfaisantes dans le cas où le volume de solution serait réduit. En conséquence nous avons décidé d'utiliser, pour les petits champs de $2 \times 2\text{ cm}^2$, des dosimètres à l'alanine associés à une lecture par Résonance Paramagnétique Électronique (RPE).

III.3.2] Champs $2 \times 2\text{ cm}^2$: la dosimétrie alanine/RPE

III.3.2.1] Présentation

A. La spectrométrie RPE

La RPE permet de détecter les électrons non appariés d'un échantillon paramagnétique placé dans un champ magnétique externe, en observant l'absorption de l'énergie d'une micro-onde par cet échantillon.

Sous l'effet d'un champ magnétique statique H_0 , les spins des électrons non appariés s'orientent de manière parallèle ou antiparallèle (effet Zeeman) décrivant ainsi deux niveaux énergétiques : le niveau N_1 le plus stable et le plus peuplé et le niveau N_2 d'énergie plus élevée.

La différence d'énergie entre ces deux niveaux s'écrit :

$$\Delta E = E(N_2) - E(N_1) = g \times \mu_B \times H_0 \quad \text{III.12}$$

où :

- g est le facteur de Landé ;
- μ_B est le magnéton de Bohr ($J.T^{-1}$).

Lorsqu'une onde électromagnétique de fréquence ν est appliquée perpendiculairement à H_0 de sorte que $\Delta E = h\nu$, alors il devient possible d'inverser le spin des électrons célibataires et d'induire ainsi des transitions entre les niveaux N_1 et N_2 : c'est la **résonance**. La perte d'énergie par la micro-onde, consécutive à son absorption par l'échantillon, est décelable et constitue la base de la spectrométrie RPE.

Dans la pratique, c'est la dérivée première de l'absorption par rapport au champ magnétique qui est mesurée (figure III.6). De plus, la majorité des spectres RPE présente plus d'une raie du fait du couplage hyperfin existant entre l'électron célibataire d'un atome et le noyau de cet atome ou d'un atome voisin.

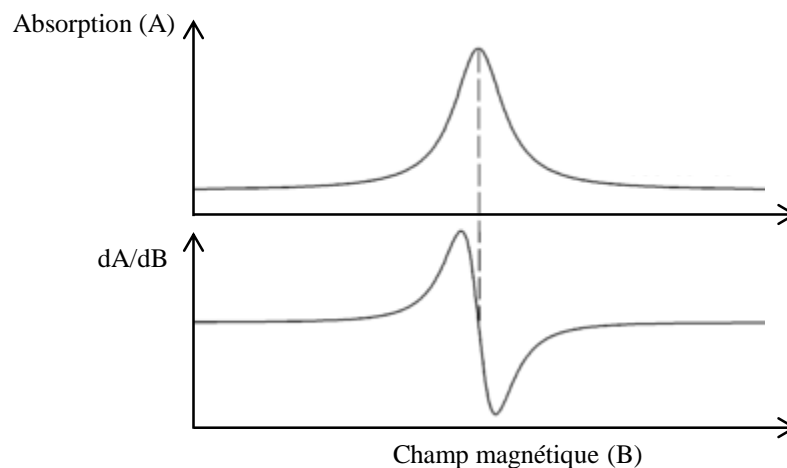


figure III.6_absorption et dérivée première de l'absorption de la micro-onde en fonction du champ magnétique.

B. L'alanine

L'alanine est un acide aminé hygroscopique de formule $H_3C-CH(COOH)(NH_2)$. Son irradiation conduit principalement à la formation d'un radical libre paramagnétique très stable dans le temps : $H_3C-\bullet CH(COOH)$. Le spectre RPE de l'alanine irradiée est composé de plusieurs pics représentant la structure hyperfine de l'échantillon (figure III.7). C'est l'amplitude du pic central, A1, qui est mesurée dans cette étude.

Ce spectre est fonction de la nature et du nombre de radicaux présents dans l'échantillon. Pour des doses comprises entre 0,1 et 10^5 Gy, le nombre de radicaux formés sous irradiation est directement lié à la dose reçue par le dosimètre au moyen d'une relation linéaire de type $y = ax + b$. L'amplitude du pic permet donc de quantifier la dose reçue par l'échantillon.

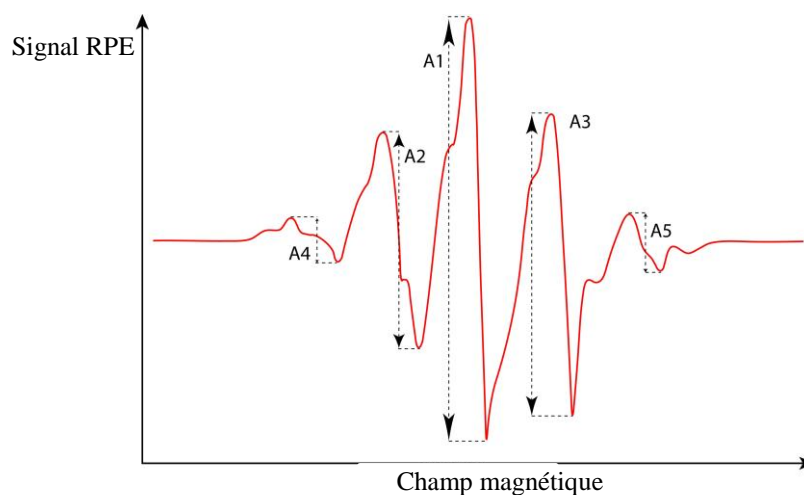


figure III.7_spectre RPE de l'alanine

III.3.2.2] Dosimètres et irradiations

Les dosimètres à l'alanine utilisés au LNHB se présentent sous la forme de pastilles cylindriques de 4,8 mm de diamètre et 3 mm de hauteur ayant une masse volumique $1,215 \text{ g.cm}^{-3}$.

Des conteneurs en Delrin®⁹ pouvant contenir deux pastilles de ce type ont été spécialement conçus pour cette étude (figure III.8 et figure III.9)

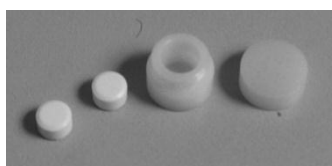


figure III.8_le conteneur en Delrin® et les deux pastilles d'alanine

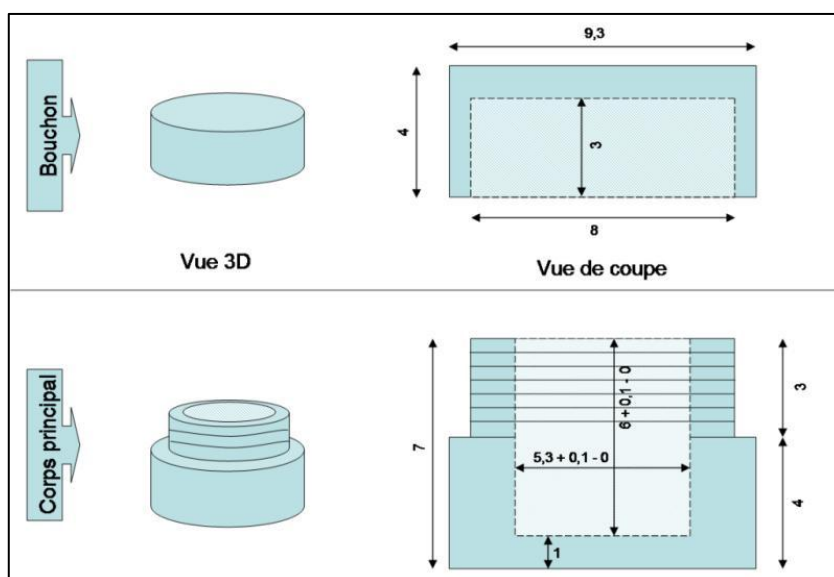


figure III.9_plan des conteneurs en Delrin® pouvant contenir deux pastilles d'alanine (dimensions en mm)

⁹ Nom commercial du Polyoxyméthylène (masse volumique = $1,42 \text{ g.cm}^{-3}$)

Les dosimètres sont positionnés soit dans le fantôme d'eau à l'aide d'un support fixé au module de vis micrométriques, soit dans le fantôme graphite au moyen d'une tranche en graphite spécialement usinée. Le faisceau d'irradiation est incident sur une des faces parallèles du conteneur (toujours la même) et le point de référence est placé au centre du conteneur. Après irradiation, les dosimètres (conteneur+pastilles) sont stockés à l'abri de la lumière.

III.3.2.3] Lectures spectrométriques et calculs dosimétriques par la méthode des pentes

Les mesures spectrométriques sont corrigées de la température d'irradiation (température de référence : 20°C) et de la masse des pastilles, mesurée avant chaque lecture.

Pour un dosimètre, la moyenne des lectures corrigées des deux pastilles est prise comme résultat de la mesure, on la nomme : $S_{RPE, 20^\circ C}^{moy}$

Des dosimètres ayant été irradiés à plusieurs valeurs de doses (au minimum 3), on effectue un ajustement linéaire de type : $S_{RPE, 20^\circ C}^{moy}(\text{indication de dose}) = \text{pente} \times \text{indication de dose} + \text{Bruit de Fond}$.

L'indication de dose correspond à mon_w ou mon_g .

La réponse de l'alanine étant considérée comme indépendante de l'énergie du faisceau et donc du matériau du fantôme, le transfert de la dose dans le graphite à la dose dans l'eau s'exprime selon la formule suivante :

$$\frac{D_{Trw}/mon_w}{D_{Trg}/mon_g} = \frac{(S_{RPE, 20^\circ C}^{moy} w - BdF)/mon_w}{(S_{RPE, 20^\circ C}^{moy} g - BdF)/mon_g} = \frac{pente_w}{pente_g} \quad \text{III.13}$$

L'utilisation du rapport des pentes permet de s'affranchir de la mesure du bruit de fond (BdF) qui est associée à une forte incertitude.

Nous avons présenté les étalons primaires et les dosimètres de transfert utilisés au cours de ce travail. Il nous reste à présent à traiter la question des chambres d'ionisation. Ces dernières jouent un rôle primordial dans la chaîne de traçabilité de la dose absorbée puisqu'elles sont utilisées comme étalon de travail afin d'assurer le suivi des faisceaux du LNHB et pour le transfert de la référence nationale aux utilisateurs. Dans la suite de ce chapitre, nous décrivons le fonctionnement d'une chambre d'ionisation et les facteurs de correction associés à son utilisation comme chambre de référence dans les faisceaux de photons d'un accélérateur linéaire.

III.4. Les chambres d'ionisation

Les chambres d'ionisation sont de taille et de forme très variées suivant l'utilisation à laquelle elles sont destinées. En radiothérapie externe, elles sont de géométrie cylindrique ou plate (figure III.10) et sont généralement en communication avec l'air extérieur.

Pour la dosimétrie de référence, l'utilisation des chambres cylindriques est recommandée pour les faisceaux de photons de haute énergie et les faisceaux d'électrons d'énergie supérieure ou égale à 10 MeV alors que l'emploi des chambres plates est recommandé pour les faisceaux d'électrons d'énergie inférieure à 10 MeV [ANDREO, 2006].

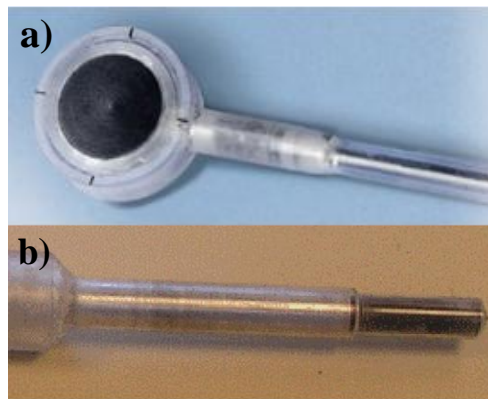


figure III.10_a) chambre plate de type NACP (IBA Dosimetry) ; b) chambre cylindrique de type Farmer, NE2571 (NE Technology)

III.4.1] Principe de fonctionnement

Une chambre d'ionisation est une cavité d'air entourée d'une paroi externe conductrice dite électrode externe et d'une électrode de collecte interne (figure III.11). Sous l'influence d'une différence de potentiel appliquée entre ces électrodes, une partie des charges produites sous irradiation dans l'air de la cavité est collectée. La mesure de la charge (ou du courant) est réalisée à l'aide d'un électromètre composé d'un amplificateur opérationnel de gain élevé sur lequel est placé en contre-réaction un condensateur étalon ou une résistance. Au LNHb c'est le système capacitif qui est utilisé selon le montage décrit sur la figure III.11. Lorsqu'une tension positive est appliquée à l'électrode externe, l'électrode interne collecte les charges positives.

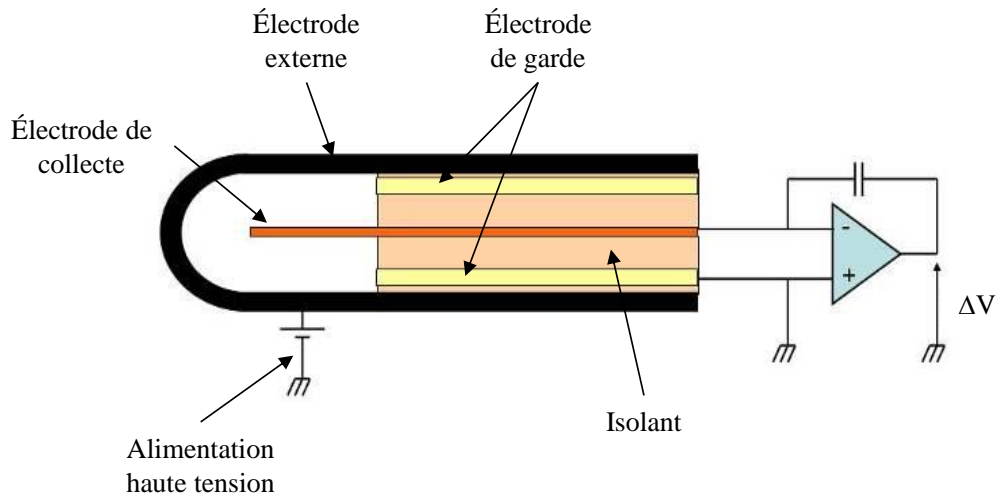


figure III.11_schéma d'une chambre d'ionisation et de son électromètre.

La tension en sortie de l'amplificateur est une fonction linéaire du temps, elle correspond à la tension de charge du condensateur. Le courant collecté I_{coll} , exprimé en ampère, est calculé par la relation :

$$I_{coll} = (C + C_p) \frac{\Delta V}{\Delta t} \quad \text{III.14}$$

où

- C est la valeur de la capacité du condensateur étalon ($C.V^{-1}$) ;
- C_p est la capacité parasite de l'amplificateur ;
- ΔV est la différence de potentiel en sortie de l'amplificateur (V), mesurée dans l'intervalle de temps Δt (s) au moyen d'un voltmètre numérique.

III.4.2] Détermination du courant d'ionisation produit sous irradiation dans les conditions de référence

La charge collectée lors d'une mesure ionométrique avec une chambre d'ionisation ouverte à l'air libre dépend non seulement de l'irradiation mais également :

- des conditions atmosphériques (température T , pression p et hygrométrie H) ;
- de la tension appliquée (valeur absolue et polarité) ;
- des courants de fuite.

Pour comparer des courants mesurés dans des conditions différentes, des facteurs de correction spécifiques à chacune de ces grandeurs d'influence doivent être appliqués.

III.4.2.1] Effets des conditions atmosphériques : correction de température, pression et hygrométrie, k_{TPH}

La masse d'air contenue dans la cavité d'une chambre et le courant d'ionisation mesuré sont fonction des conditions atmosphériques de la salle de mesure (température T , pression p et hygrométrie H). Une

mesure ionométrique est toujours corrigée pour s'exprimer dans les conditions atmosphériques de référence du LNHB c'est-à-dire une température T_0 de 293,15 K, une pression p_0 de 1013,25 hPa et une hygrométrie de 0 % (air sec). Le facteur de correction associé k_{TPH} se calcule selon l'expression suivante :

$$k_{TPH} = k_T k_p k_H \quad \text{III.15}$$

avec $k_T = T/T_0$, $k_p = p_0/p$ et $k_H = 0,997$ pour un rapport de mélange vapeur d'eau/air sec¹⁰ compris entre 5,2 et 9,8 g/kg.

III.4.2.2] Effet de la polarité de la tension appliquée : correction de polarité, k_{pol}

Deux mesures ionométriques, l'une réalisée en appliquant à la chambre une tension de polarisation +V et l'autre en appliquant la tension opposée -V ne conduisent pas systématiquement à deux valeurs identiques de courant collecté. Plusieurs phénomènes peuvent expliquer une telle asymétrie, par exemple une différence de parcours des électrons venant de la paroi suivant la polarité, des courants parasites dus à l'irradiation du câble ou de l'isolant de la chambre ou l'irradiation de l'électrode centrale.

Le facteur de correction associé k_{pol} est déterminé à partir des mesures de courant I_+ et I_- réalisées aux tensions de polarisation +V et -V :

$$k_{pol} = \frac{|I_+| + |I_-|}{2I} \quad \text{III.16}$$

où I est le courant mesuré à la tension nominale d'utilisation.

Dans une chambre d'ionisation de bonne qualité, k_{pol} doit être voisin de 1 (faible asymétrie de collecte entre les mesures à +V et -V).

III.4.2.3] Effet de la tension appliquée : correction de recombinaison, k_s

Le régime de fonctionnement d'un détecteur à gaz dépend de la tension appliquée entre ses électrodes. Pour une chambre d'ionisation, le courant augmente d'abord rapidement avec la tension (figure III.12) ; c'est une région dans laquelle une grande partie des ions formés sous irradiation se recombinent avant d'atteindre l'électrode de collecte. Le courant atteint ensuite un régime de saturation dans lequel la quasi totalité des charges produites sont collectées. C'est la région typique de l'utilisation des chambres d'ionisation. Dans le régime de saturation, la recombinaison des charges est très faible mais elle reste significative au regard des besoins en dosimétrie. Pour les chambres utilisées en radiothérapie, les tensions de polarisation sont comprises entre 100 et 400 V. Dans ce domaine de tension, il est également possible de voir apparaître de la multiplication de charges en faible proportion, dans des zones limitées du volume de collecte.

¹⁰ Le rapport de mélange d'un volume d'air est défini comme le rapport de la masse de vapeur d'eau qu'il contient à la masse d'air sec.

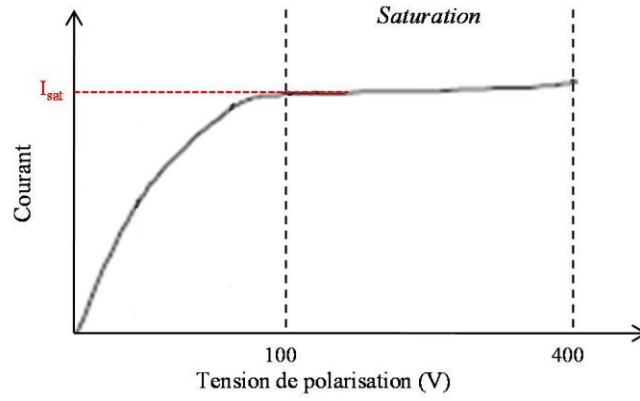


figure III.12_variation du courant mesuré par une chambre d'ionisation en fonction de la tension appliquée

Pour prendre en compte la recombinaison et la multiplication des charges et déterminer I_{sat} , le courant de saturation effectivement produit dans la cavité par l'irradiation, on introduit k_s , le facteur de correction de saturation. Ce dernier est défini par :

$$k_s(V) = \frac{I_{sat}}{I_{coll}(V)} \quad \text{III.17}$$

Dans la pratique, le calcul de k_s repose sur des études théoriques prenant en compte les seuls mécanismes à l'origine des pertes de charges dans un régime de chambre d'ionisation.

Les trois phénomènes à l'origine des pertes de charges sont :

- la recombinaison de charges provenant de la même trace ou **recombinaison initiale**,
- la recombinaison de charges provenant de deux traces différentes ou **recombinaison volumique**,
- la **perte de charges par diffusion** : si la tension de polarisation est trop faible, des ions positifs produits à proximité de l'électrode positive peuvent rétrodiffuser et transférer leur charge à cette dernière. Cela s'applique également pour les ions négatifs et les électrons qui peuvent rétrodiffuser vers l'électrode négative.

Pour les faisceaux d'un accélérateur linéaire, c'est la recombinaison volumique qui est considérée comme prédominante. Dans ce cas, le facteur de correction de saturation est calculé en appliquant la méthode dites « des deux tensions » formulée par le protocole AIEA TRS 398 [ANDREO, 2006] de la manière suivante :

$$k_s(V_1) = a_0 + a_1 \left(\frac{I_1}{I_2} \right) + a_2 \left(\frac{I_1}{I_2} \right)^2 \quad \text{III.18}$$

où :

- I_1 est le courant mesuré à la tension nominale d'utilisation V_1 ;
- I_2 est le courant mesuré à la tension $V_2 \leq V_1/2$;

- a_0 , a_1 et a_2 sont des facteurs donnés dans le protocole TRS-398 pour différentes valeurs du rapport V_1/V_2 et différents types de faisceaux.

Dans la mesure où la théorie à l'origine de cette formule s'applique à une chambre d'ionisation idéale, les corrections de polarités sont appliquées avant le calcul de la correction de saturation.

III.4.2.4] Courants de fuite

Les courants mesurés n'ayant pas pour origine les charges produites sous irradiation dans la cavité de la chambre sont appelés courants de fuite. Ils appartiennent à trois catégories :

- les **courants de fuite intrinsèques** indépendants de l'irradiation,
- les **courants de fuite radio-induits** dus à l'irradiation de l'isolant, du câble de la chambre, ou de l'électronique. Ils peuvent être mesurés juste après l'irradiation,
- les courants de fuite issus de « stress » mécanique sur les câbles.

Si I_f est la moyenne des courants de fuite mesurés avant et après irradiation et I_{coll} est le courant collecté sous irradiation alors I_{sat} , le courant d'ionisation de saturation produit sous irradiation dans la cavité, est déterminé comme suit :

$$I_{sat} = (I_{coll} - I_f)k_{TPH}k_{pol}k_s \quad \text{III.19}$$

III.4.2.5] Facteur de correction pour la non-uniformité de la distribution de dose : k_{prof}

Alors que le courant déterminé par ionométrie est représentatif de la dose absorbée moyenne dans la cavité de la chambre, la valeur de référence de la dose absorbée est, quant à elle, donnée en un point. Le courant mesuré par la chambre peut être assimilé à une mesure ponctuelle seulement si la distribution de dose au sein de la cavité de la chambre est uniforme. En pratique ce n'est pas le cas et il faut corriger de cette non-uniformité en appliquant un terme correctif fonction du gradient de dose et de la géométrie du détecteur.

Le gradient de dose sur l'axe du faisceau peut être considéré linéaire pour des dimensions comparables à la taille des détecteurs usuellement utilisés. Ainsi la correction de gradient axial est prise égale à 1.

Le profil de dose est la variation de la dose absorbée sur le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau (gradient radial). Il est mesuré avec une chambre d'ionisation cylindrique. Le calcul du facteur de correction correspondant au gradient radial, appelé facteur de correction de profil k_{prof} , repose sur la relation suivante :

$$k_{prof} = \frac{I_{\text{uniforme profil}}}{I_{\text{sat profil}}}$$

III.20

où :

- $I_{\text{sat profil}}$ est le courant produit sous irradiation dans le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau, à la profondeur de référence ;
- $I_{\text{uniforme profil}}$ est le courant qui serait produit dans ce plan si la distribution de dose était uniforme et égale à la dose au centre du plan.

III.4.2.6] Implication au niveau du formalisme pour l'établissement des références

Lors de mesures ionométriques, le programme DELPHES corrige automatiquement les courants mesurés des conditions atmosphériques (k_{TPH}) et des courants de fuite (I_f). Par contre les corrections de recombinaison (k_s), de polarité (k_{pol}) et de profil (k_{prof}) doivent être déterminées par l'utilisateur. La détermination de ces trois facteurs de correction fait l'objet de mesures spécifiques qui seront décrites dans le chapitre V.

Si l'on détaille les termes ionométriques dans le formalisme présenté dans le chapitre II, on a, **pour la chambre de référence dans l'eau** :

$$Q_w(Ref_w) = [Q'_w \times k_s \times k_{pol} \times k_{prof}](Ref_w)$$

III.21

où :

- Q'_w est la charge collectée par la chambre de référence, corrigée pour les conditions atmosphériques et les courants de fuite.

Le signal des **chambres moniteurs** est seulement corrigé des courants de fuites et des conditions atmosphériques. En effet, leur utilisation en tant que moniteur ne nécessite pas l'application de k_s , k_{pol} et k_{prof} (ces facteurs de correction sont considérés constants).

III.5. Conclusion du chapitre III

Au cours de ce chapitre nous avons présenté les caractéristiques techniques et les principes de fonctionnement des différents instruments de mesure utilisés pour établir les références dosimétriques :

- La mesure primaire est réalisée par calorimétrie graphite au moyen des calorimètres GR9 (champs 10 x 10 et 4 x 4 cm²) et GR10 (champ 2 x 2 cm²) ;
- Le transfert expérimental de la dose absorbée dans l'absorbeur du calorimètre à la dose absorbée dans l'eau est effectué par dosimétrie de Fricke en champ 10 x 10 et 4 x 4 cm² et à l'aide de dosimètre à l'alanine en champ 2 x 2 cm² ;
- Une chambre d'ionisation de référence est étalonnée en termes de dose absorbée dans l'eau.

Cependant, nous n'avons pas encore traité la question du choix de la chambre d'ionisation de référence utilisée. Dans cet objectif, le chapitre suivant présente l'étude que nous avons menée dans le cadre de cette thèse pour choisir une chambre de référence adaptée à des mesures en champ 2 x 2 cm².

Chapitre IV

Recherche d'une chambre d'ionisation de référence adaptée au champ 2 x 2 cm²

IV.1. Problématique

Les chambres cylindriques traditionnellement utilisées pour la dosimétrie de référence ont un volume compris entre 0,2 et 0,6 cm³. À titre d'exemple, les dimensions de deux de ces chambres sont données dans le tableau IV.1. Elles sont adaptées à une utilisation en champ 10 x 10 cm² (NE 2577 et NE 2571) et en champ 4 x 4 cm² (NE 2577). Elles sont cependant trop volumineuses pour des mesures dans un champ de 2 x 2 cm².

	<i>chambre NE 2571</i>	<i>chambre NE 2577</i>
Volume de la cavité (cm³)	0,6	0,2
Longueur de la cavité (mm)	24	8,3
Diamètre de la cavité (mm)	6,4	6,4

tableau IV.1_dimensions des chambres NE2571 et NE2577

Ces dernières années, des chambres d'ionisation de volume inférieur à 0,1 cm³ ont été développées afin de caractériser de manière relative les champs d'irradiation de petites dimensions. Certaines d'entre elles sont également utilisées comme dosimètre de référence dans les services de radiothérapie mais peu d'études exhaustives ont été réalisées à ce sujet. Une étude détaillée du comportement dosimétrique des chambres de petit volume commercialisées a donc été menée afin de sélectionner un modèle de chambre adapté à une utilisation en tant qu'étalon de travail au LNHCB. Il s'agit notamment d'évaluer la stabilité des chambres et leur comportement en fonction de la tension de polarisation appliquée.

IV.2. Les chambres d'ionisation étudiées

Huit modèles de chambres de volume compris entre 0.007 et 0.057 cm³ et distribués par trois constructeurs (PTW, IBA et Exradin) ont été étudiés. Pour assurer l'exactitude des résultats, de deux à quatre chambres par type ont été achetées sur une période de deux ans environ. Une chambre d'ionisation NE 2571 bien connue est utilisée comme chambre témoin. Les caractéristiques de ces chambres sont données dans le tableau IV.2.

Les recommandations des constructeurs concernant la tension de polarisation à appliquer sont identiques tant pour les chambres de petit volume que pour les chambres de référence de 0,6 cm³: PTW recommande une tension de ± 400 V, IBA et Exradin préconisent ± 300 V. Dans la littérature, il est fait état de l'apparition d'une faible multiplication de charges pour des chambres d'ionisation de 0,6 cm³ irradiées par des faisceaux continus de ⁶⁰Co ou par des faisceaux pulsés d'accélérateurs linéaires [DEBLOIS, 2000 ; ZANKOWSKI, 1998]. Il est fort probable que la multiplication de charges soit plus importante pour les chambres de petit volume polarisées aux tensions recommandées. En effet, la distance entre les électrodes étant réduite, le champ électrique est plus important. C'est pourquoi les tensions appliquées lors de cette étude sont en général plus faibles que les tensions préconisées par les constructeurs.

Chambre d'ionisation Identification utilisée dans l'étude / numéro de série	Date d'achat par le LNHB	Dimensions de la cavité			Polarisation de la chambre	
		Volume sensible (cm ³)	Longueur (mm)	Diamètre (mm)	Tension nominale (V)	Champ électrique correspondant ^a (V/mm)
NE2571 Control-chamber		0,6	24	6,4	+ 300	110
PTW 31015 No.1 / SN 255 No.2 / SN 256	Nov. 09 Nov. 09	0,03	5	2,9	+ 225	175
PTW 31016 No.1 / SN 181 No.2 / SN 503 No.3 / SN 504	Jan. 08 Nov. 09 Nov. 09	0,016	2,9	2,9	+ 225	175
PTW 31014 No.1 / SN 515 No.2 / SN 767 No.3 / SN 768	Jan. 08 Nov. 09 Nov. 09	0,015	5	2	+ 150	175
Exradin A1SL No.1 / SN XW022442 No.2 / SN XW100986 No.3 / SN XW100987 No.4 / SN XW100988	Avant Oct. 07 Avril 10 Avril 10 Avril 10	0,057	5,7	4	+ 300	200
Exradin A14SL No.1 / SN XAF023391 No.2 / SN XAH100711 No.3 / SN XAH100712	Avant Oct. 07 Mars 10 Avril 10	0,016		4	+ 225	125
Exradin A16 No.1 / SN XAA090768 No.2 / SN XAA101371 No.3 / SN XAA101372	Mai 09 Avril 10 Avril 10	0,007		2,4	+ 150	145
IBA CC04 No.1 / SN 9082 No.2 / SN 93340 No.3 / SN 93350	Juin 09 Jan. 10 Jan. 10	0,04	3,6	4	+ 200	135
IBA CC01 No.1 / SN 9132 No.2 / SN 93420 No.3 / SN 93430	Juin 09 Jan. 10 Jan. 10	0,01	3,6	2	+ 100	120

tableau IV.2_caractéristiques et tension de polarisation des chambres étudiées.

IV.3. Le dispositif expérimental

Bien que l'objectif soit d'établir les références dosimétriques dans des faisceaux de photons produits par un accélérateur linéaire, cette étude a été réalisée dans un faisceau de ⁶⁰Co. En effet, le ⁶⁰Co présente l'avantage de dépendre de la décroissance radioactive évaluée de façon plus précise que le monitoring d'un accélérateur linéaire. De plus, les protocoles de dosimétrie internationaux sont basés sur les k_Q, quotient du coefficient d'étalonnage d'une chambre d'ionisation dans un faisceau de photons de qualité Q et de son coefficient d'étalonnage dans un faisceau de ⁶⁰Co. Il importe également de préciser que les

éventuelles anomalies d'une chambre seront plus facilement visibles dans le faisceau de ^{60}Co que dans les faisceaux d'un accélérateur linéaire du fait de la nature pulsée de ces derniers¹¹.

Les chambres d'ionisation sont irradiées dans deux configurations : elles sont placées d'une part, dans l'air avec un capuchon d'équilibre électronique et d'autre part, dans un récipient rempli de billes de verre. Dans les deux cas, la distance source-chambre est d'environ 50 cm. En ce point, le débit de kerma dans l'air est d'environ $1,2 \text{ Gy} \cdot \text{min}^{-1}$ et le champ circulaire a un diamètre de 8 cm. Les mesures de courant sont réalisées en suivant la méthode décrite dans le paragraphe III.4.1]. Elles sont corrigées pour les conditions atmosphériques et la décroissance radioactive.

IV.4. Stabilité des chambres placées dans l'air

Dans un premier temps, les sept chambres soulignées dans le tableau IV.2 sont placées dans l'air avec un capuchon d'équilibre électronique et sont polarisées à leur tension nominale.

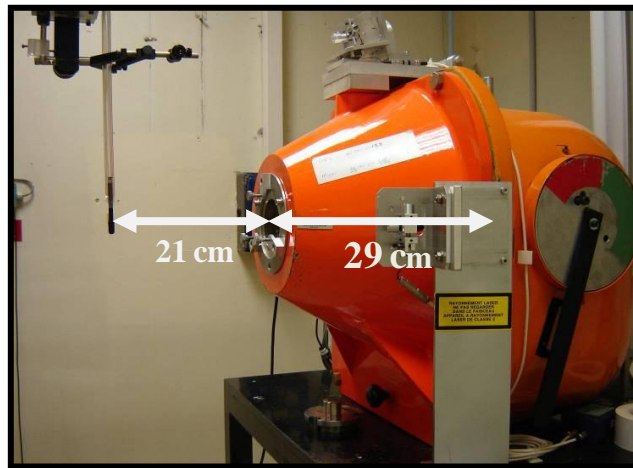


figure IV.1_irradiateur ^{60}Co du LNHB et chambre d'ionisation positionnée dans l'air avec un capuchon d'équilibre électronique.

La stabilité du courant mesuré en fonction du temps d'irradiation est évaluée pendant 12 à 16 h sous irradiation continue. Les résultats sont présentés sur la figure IV.2. Pour chaque chambre, le courant est normalisé par rapport à la première mesure. L'incertitude-type sur le rapport de deux courants est égale à 0,02 %. Elle est déterminée à partir de l'incertitude-type de répétabilité¹² sur des mesures semblables de stabilité effectuées pour des chambres de référence NE 2571 et NE 2577 du LNHB.

¹¹ Par exemple, dans le cas d'un défaut de fabrication d'une chambre d'ionisation, il est possible que des charges s'accumulent dans la cavité sous irradiation modifiant ainsi les lignes de champ et le volume de collection de la chambre. Lors de l'utilisation des faisceaux pulsés de l'accélérateur linéaire, le temps d'attente entre deux pulses permet à ces charges de s'évacuer. En revanche, la nature continue du faisceau de ^{60}Co empêche cette évacuation.

¹² L'incertitude de répétabilité correspond à l'incertitude sur des mesures accumulées à la suite les unes des autres sans que la chaîne de mesure n'ait subi d'intervention. Les mesures de stabilité du courant correspondent à ce cas.

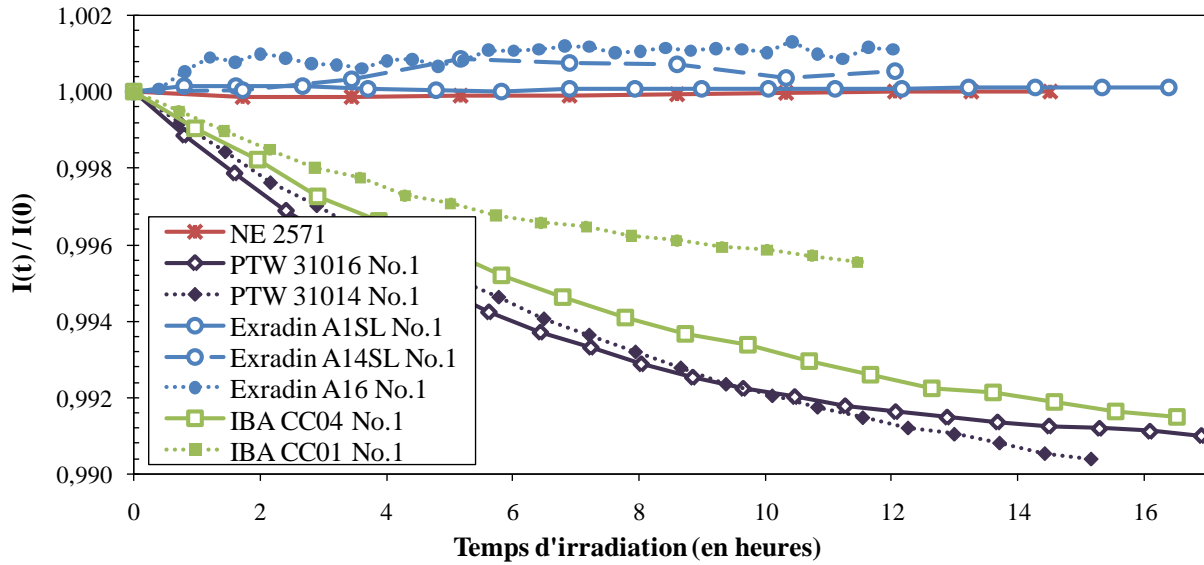


figure IV.2_stabilité du courant mesuré sous irradiation continue, à tension constante.

Pour les chambres Exradin dont le capuchon d'équilibre électronique est en Shonka C552 (plastique conducteur) la dérive maximale du courant est inférieure à 0,2 %. La stabilité de la chambre Exradin A1SL est comparable à celle de la chambre NE 2571 : toutes les mesures se situent à moins de 0,05 % de la première.

Pour les chambres PTW et IBA équipées d'un capuchon d'équilibre électronique en PMMA, le courant mesuré ne se stabilise pas (décroissance de 0,5 à 1 % suivant la chambre). Une décroissance similaire du courant a été observé par une équipe japonaise pour une chambre PTW 31013 ($0,3 \text{ cm}^3$) également équipée d'un capuchon en PMMA [TAKATA, 2011]. Il est expliqué dans cette étude que lors de l'irradiation d'une chambre couverte d'un capuchon d'équilibre électronique fabriqué dans un matériau isolant tel que le PMMA, des charges positives s'accumulent au niveau de la paroi externe du capuchon où il n'y a pas d'équilibre électronique. Ces charges génèrent un champ électrique ralentissant les électrons secondaires et empêchant un certain nombre d'entre eux de pénétrer dans la cavité de la chambre. Il s'avère donc que plus le temps d'irradiation est long, plus les charges s'accumulent et donc, plus les électrons sont ralentis. Si le capuchon est conducteur, les charges ne s'accumulent pas et le courant mesuré se stabilise comme dans le cas des chambres Exradin équipées d'un capuchon d'équilibre électronique en matériau conducteur.

Afin de s'affranchir de ce problème indépendant de la chambre, nous avons décidé de poursuivre notre étude dans des conditions plus proches de la pratique. L'idéal aurait été de placer les chambres dans l'eau mais cette option n'a pas été retenue car leur étanchéité n'est pas assurée pour de longues périodes d'immersion (ici jusqu'à quatre jours). Pour remédier à cet état de fait, les chambres d'ionisation ont été placées dans un récipient rempli de billes de verre de 5 mm de diamètre. Ce dispositif permet aussi de limiter les variations de température autour de la chambre.

IV.5. Étude des chambres placées dans les billes de verre : protocole et critères de sélection

Étant données les contraintes de temps rencontrées (disponibilité de l'irradiateur et nombre important de chambres à tester), la chaîne de mesure a été adaptée pour pouvoir tester deux chambres d'ionisation simultanément ; à chacune est associée une alimentation haute tension, un électromètre et un condensateur étalon. Une ou deux chambres et une sonde de température sont placées dans le récipient rempli de billes de verre (figure IV.3).

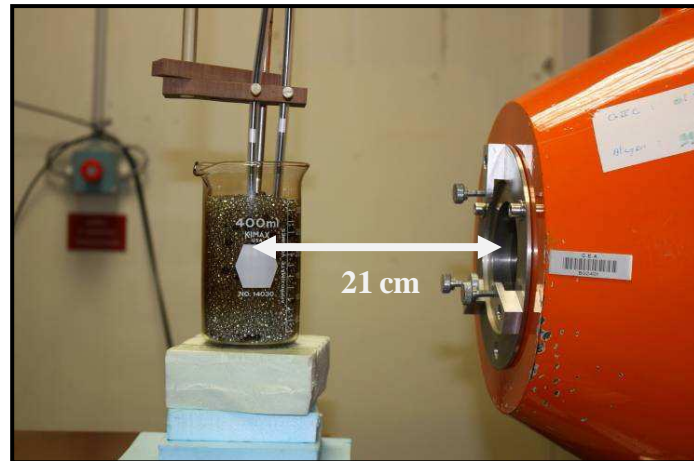


figure IV.3_ irradiateur ^{60}Co du LNHB et chambres d'ionisation positionnées dans un récipient rempli de billes de verre.

Le protocole de mesure appliqué à chacune des chambres est décrit ci-après (figure IV.4).

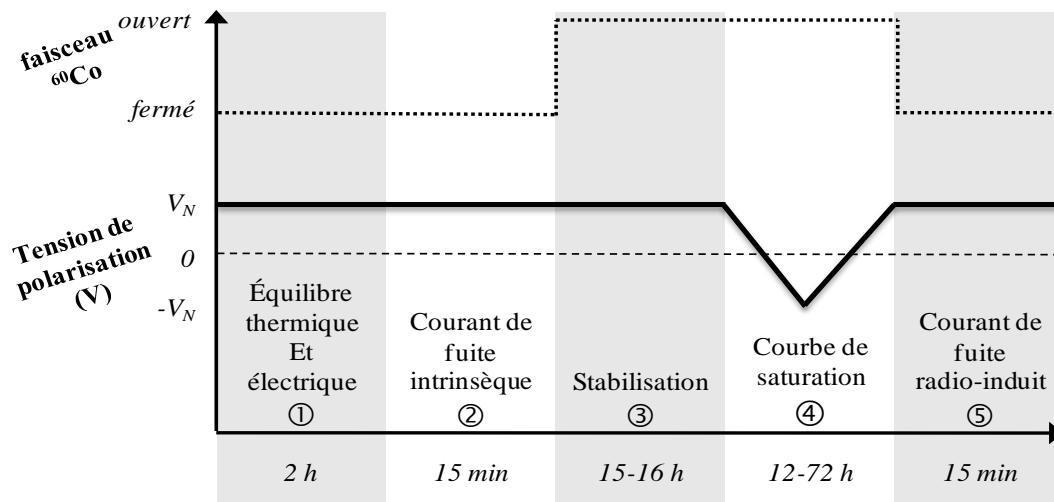


figure IV.4_protocole de mesure appliqué aux chambres placées parmi les billes de verre : irradiation et tension de polarisation.

- ① La chambre est polarisée à sa tension nominale V_N deux heures avant le début des mesures afin d'assurer son équilibre thermique et électrique. Aucune pré-irradiation n'est effectuée.
- ② Le courant de fuite intrinsèque est mesuré pendant 15 min, sans irradiation.
- ③ L'irradiation commence et la stabilité du courant mesuré en fonction du temps d'irradiation est évaluée pendant 16 h sous irradiation continue.

④ La réponse de la chambre en fonction de la tension appliquée est étudiée en mesurant les courbes de saturation de V_N à $-V_N$ pour toutes les chambres et de $-V_N$ à V_N pour seulement certaines d'entre elles. Quand deux chambres de même modèle sont testées simultanément, des mesures supplémentaires à V_N sont réalisées. Lorsque la courbe de saturation de la première chambre est mesurée, les mesures de stabilité se poursuivent sur la deuxième (et vice-versa).

⑤ L'irradiation s'arrête. Cinq minutes après, le courant de fuite radio-induit est mesuré durant 15 minutes.

Les critères requis pour qu'une chambre d'ionisation puisse être utilisée comme chambre de référence au LNHB sont présentés dans le tableau IV.3. Pour le choix d'une chambre de référence dans un service de radiothérapie, on comparera l'application de ces critères à ceux, moins restrictifs, proposés par [MCEWEN, 2010]

Critères LNHB	Critères [MCEWEN, 2010]
Courant de fuite intrinsèque ②	
$I_{f \text{ intrinsèque}} \leq 0,02 \% I_{coll}$	$I_{f \text{ intrinsèque}} \leq 0,1 \% I_{coll}$
Stabilité ③	
– sur 16 h d'irradiation, variation maximale de courant admise de $\pm 0,1 \%$ par rapport à la valeur initiale.	– variation maximale de courant admise entre le début de l'irradiation et la stabilisation est de $\pm 0,5 \%$. – stabilisation atteinte en moins de 5 min
Courbe de saturation ④	
– courbe de saturation conforme au régime de chambre d'ionisation (cf. III.4.2.3))	– courbe de saturation conforme au régime de chambre d'ionisation (cf. III.4.2.3)) – $0,996 \leq k_{pol} \leq 1,004$
Courant de fuite radio-induit ⑤	
$I_{f \text{ radio-induit}} \leq 0,02 \% I_{coll}$ Non significativement supérieur à $I_{f, \text{intrinsèque}}$	$I_{f \text{ radio-induit}} \leq 0,1 \% I_{coll}$

tableau IV.3_critères pour le choix d'une chambre d'ionisation de référence

Les résultats obtenus en tenant compte de ces critères sont fonction des courants de fuite, de la stabilité à tension constante sous irradiation continue ainsi que des courbes de saturation. Ils sont présentés ci-après.

IV.6. Courants de fuite

Les courants de fuite intrinsèque et radio-induit mesurés sont donnés dans le tableau IV.4.

Chambres	courants de fuite intrinsèque		courants de fuite radio-induit	
	fraction du courant sous irradiation		fraction du courant sous irradiation	
	I_f (A)	I_f / I_{coll} (%)	I_f (A)	I_f / I_{coll} (%)
NE2571	$4 \cdot 10^{-15}$	< 0.01	$9 \cdot 10^{-14}$	< 0.01
A1SL No. 1	$4 \cdot 10^{-15}$	< 0.01	$6 \cdot 10^{-14}$	<u>0.04%</u>
A1SL No. 2,3&4	$2 \cdot 10^{-15}$	< 0.01	$4 \cdot 10^{-15}$	< 0.01
A14SL No. 1&3	$1 \cdot 10^{-15}$	< 0.01	$3 \cdot 10^{-15}$	< 0.01
A14SL No. 2	$1 \cdot 10^{-15}$	< 0.01	$1 \cdot 10^{-14}$	<u>0.03%</u>
A16 No. 1,2&3	$7 \cdot 10^{-16}$	< 0.01	$1 \cdot 10^{-14}$	<u>0.07%</u>
CC04 No. 1	$-6 \cdot 10^{-16}$	< 0.01	$7 \cdot 10^{-15}$	<u>0.03%</u>
CC04 No. 2	$8 \cdot 10^{-16}$	< 0.01	$6 \cdot 10^{-15}$	< 0.01
CC04 No. 3			$5 \cdot 10^{-16}$	< 0.01
CC01 No. 1&2	$1 \cdot 10^{-15}$	< 0.01	$1 \cdot 10^{-15}$	< 0.01
CC01 No. 3	$4 \cdot 10^{-16}$	< 0.01	$2 \cdot 10^{-14}$	<u>0.08%</u>
31014 No. 1,2&3	$2 \cdot 10^{-15}$	< 0.01	$2 \cdot 10^{-15}$	< 0.01
31015 No. 1,2&3	$6 \cdot 10^{-16}$	< 0.01	$4 \cdot 10^{-15}$	< 0.01
31016 No. 1,2&3	$7 \cdot 10^{-16}$	< 0.01	$2 \cdot 10^{-15}$	< 0.01

tableau IV.4_courants de fuite intrinsèque et radio-induit

On constate que :

- le courant de fuite intrinsèque de toutes les chambres est inférieur à 0,01 % du courant mesuré sous irradiation. Néanmoins, un courant radio-induit est mesuré après la fin de l'irradiation pour les 3 chambres Exradin A16 et les chambres Exradin A1SL No.1, Exradin A14SL No.2, IBA CC04 No.1 et IBA CC01 No.3.
- Les courants de fuite mesurés pour les chambres PTW 31014 sont compatibles avec ceux de [AGOSTINELLI, 2008]. Cependant, des valeurs plus élevées (entre 0,05 et 0,2 % du courant mesuré sous irradiation) ont été mesurées par [MCEWEN, 2010] pour les chambres de volume inférieur à 0,02 cm³.

Il en résulte que toutes les chambres satisfont au critère énoncé par McEwen. Certaines d'entre elles présentent toutefois un courant radio-induit significatif non souhaité pour une utilisation en tant que chambre de référence du LNHB.

IV.7. Stabilité à tension constante sous irradiation continue

La figure IV.5 présente les mesures réalisées pour évaluer la stabilité du courant sous irradiation continue. Comme pour les mesures réalisées dans l’air, le courant est normalisé par rapport à la première mesure et l’incertitude-type sur chaque point est de 0,02 %.

Les résultats obtenus nous permettent de classer les chambres étudiées en trois catégories.

Pour la majorité d’entre elles, **la variation maximale de courant ne dépasse pas $\pm 0,1$ % du courant initialement mesuré**. Elles satisfont donc au critère de stabilité du LNHB. C’est le cas pour :

- les 8 chambres PTW,
- les 4 chambres Exradin A1SL, les Exradin A14SL No.1&2,
- les chambres IBA CC04 No. 1&2 et la chambre IBA CC01 No.1.

Les chambres IBA CC04 No.3 et CC01 No.2 et 3 se stabilisent après environ une heure d’irradiation avec une dérive initiale allant jusqu’à 0,4 %. Contrairement aux chambres IBA CC04 No.1 et IBA CC01 No.1, ces 3 chambres n’avaient pas été irradiées avant cette étude. Les temps de stabilisation observés peuvent s’expliquer par un manque d’irradiation des chambres avant livraison au LNHB.

Enfin, aucune stabilisation n’est atteinte pour les 3 chambres Exradin A16 et la chambre Exradin A14SL No.3.

Pour les chambres testées simultanément avec une autre chambre, nous avons également étudié la stabilité sur une durée de 2 à 4 jours. Aucune dérive significative n’a été observée pour les chambres PTW, IBA et Exradin A1SL. Une dérive continue allant jusque 0,8 % et 1,4 % existe cependant pour les chambres Exradin A16 et A14SL.

Sur la base de ces résultats, les chambres qui satisfont au critère de stabilité du LNHB sont les suivantes :

- PTW (toutes),
- Exradin A1SL (toutes),
- IBA CC04 No.1 et 2,
- IBA CC01 No.1.

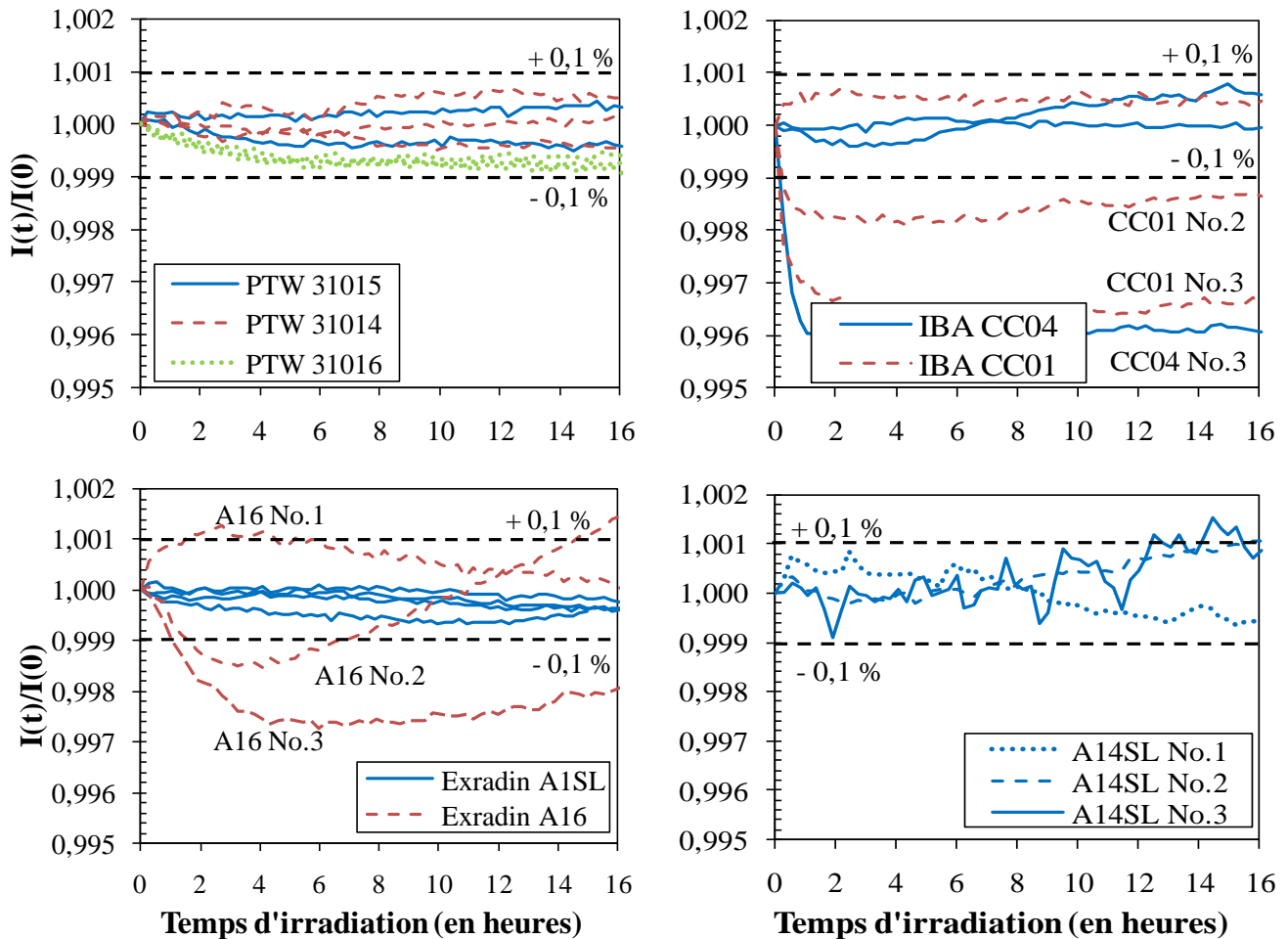


figure IV.5_ stabilité à tension constante et sous irradiation continue des chambres d'ionisation placées dans les billes de verre

IV.8. Courbes de saturation

La mesure des courbes de saturation c'est-à-dire l'étude de la variation du courant mesuré en fonction de la tension de polarisation appliquée, permet :

- d'une part, de s'assurer que les détecteurs testés se comportent comme des chambres d'ionisation (c'est-à-dire qu'ils saturent lorsque la tension augmente) et dans ce cas, de calculer le facteur de correction de saturation avec exactitude ;
- et d'autre part, de calculer le facteur de correction de polarité.

IV.8.1] Les détecteurs se comportent-ils comme des chambres d'ionisation ?

A. Résultats

Dans le but de répondre à cette question, nous avons tracé les courbes de saturation pour toutes les chambres et ce, depuis la tension nominale V_N jusqu'à son opposé $-V_N$ en passant par 0. Pour chaque tension, de 4 à 5 mesures de 15 minutes sont moyennées. Par souci de clarté, la mesure à une tension $+V$ (respectivement $-V$) est normalisée par rapport à la mesure à $+V_N$ (respectivement $-V_N$). Quelle que soit la

polarité, la courbe de saturation normalisée doit donc satisfaire en tout point la relation $0 \leq I(\pm V)/I(\pm V_N) \leq 1,000$. Si $I(\pm V)/I(\pm V_N) > 1,000$ alors la chambre a un comportement non attendu.

Pour certaines chambres les points de 0 à $\pm 5 \text{ V}$ ne seront pas représentés. En effet, ils modifient l'échelle des graphiques en dégradant la visualisation, sans apporter d'information supplémentaire. Les incertitudes sont intégrées aux graphiques uniquement lorsque l'incertitude due à la stabilisation après un changement de courant est significative. L'incertitude-type sur la majorité des points est inférieure à 0,05 % lorsque la répétabilité de la mesure à tension constante et la stabilisation du courant après un changement de tension sont prises en compte. On présente, à titre d'exemple de bon fonctionnement, la courbe de saturation normalisée de la chambre NE 2571 de référence (figure IV.6).

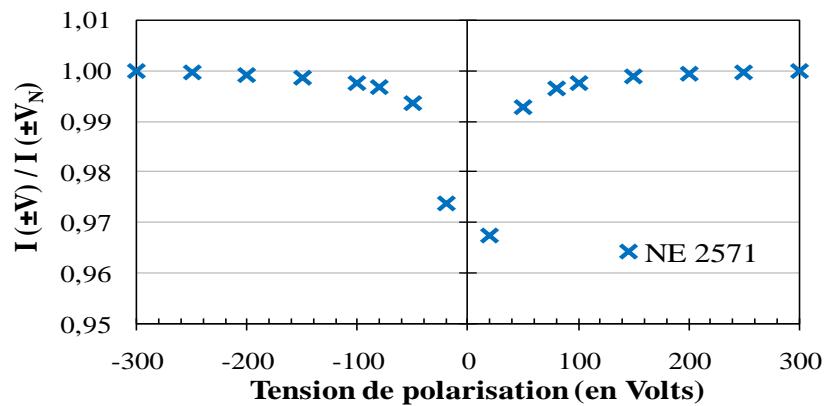


figure IV.6_courbe de saturation normalisée de la chambre NE 2571

L'intégralité des chambres IBA CC04 et CC01 étudiées présente un comportement similaire à celui de la chambre NE 2571. On montre ci-dessous les courbes de saturation des chambres CC04 et CC01 No.1.

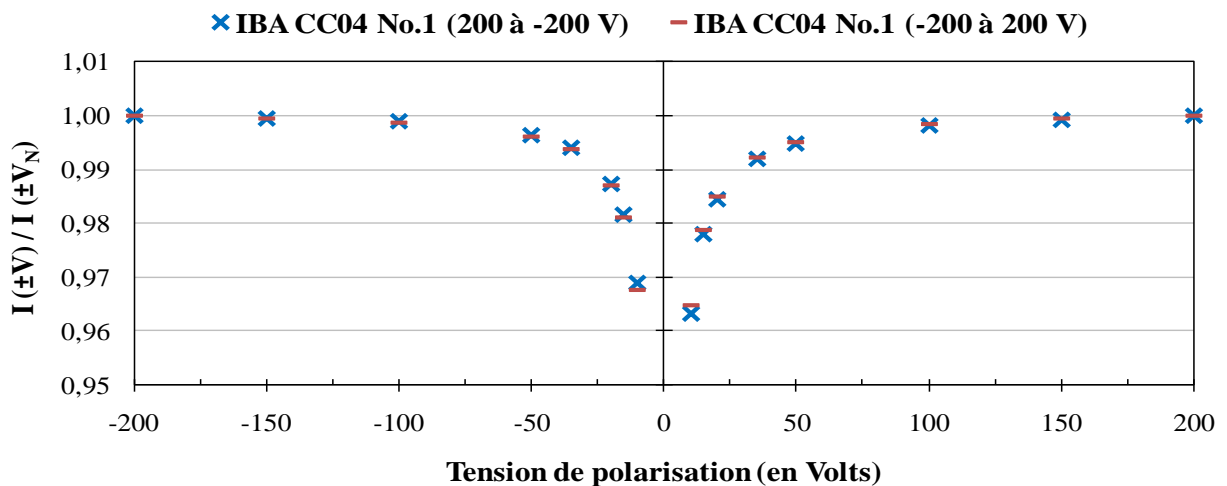


figure IV.7_courbes de saturation normalisées de la chambre IBA CC04 No.1. Les chambres CC04 No.2 et No.3 ont un comportement identique.

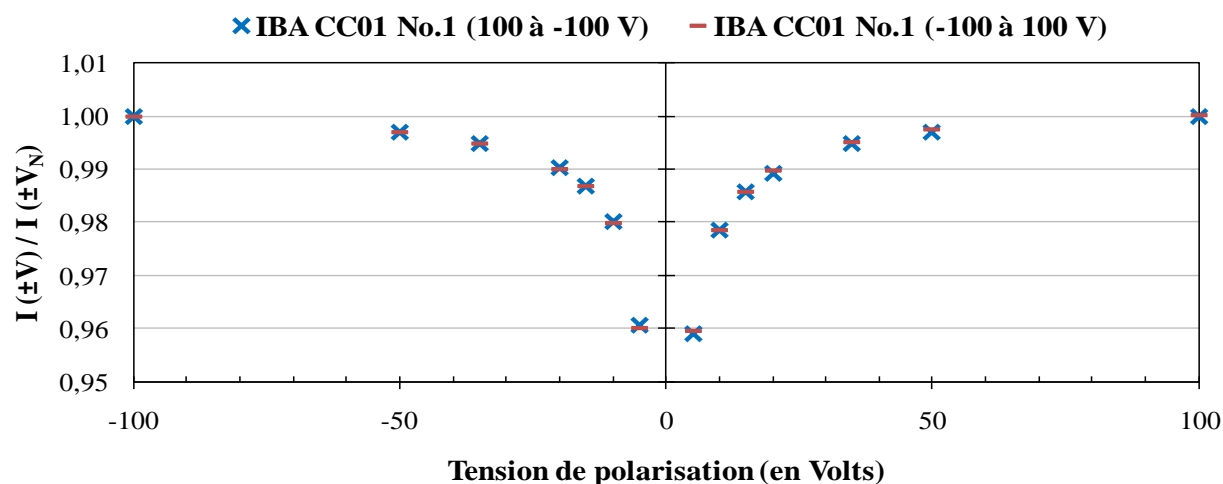


figure IV.8_courbes de saturation normalisées de la chambre IBA CC01 No.1. Les chambres CC01 No.2 et No.3 ont un comportement identique.

Les courbes de saturation des chambres PTW sont présentées ci-dessous (une ou deux chambres pour chaque modèle).

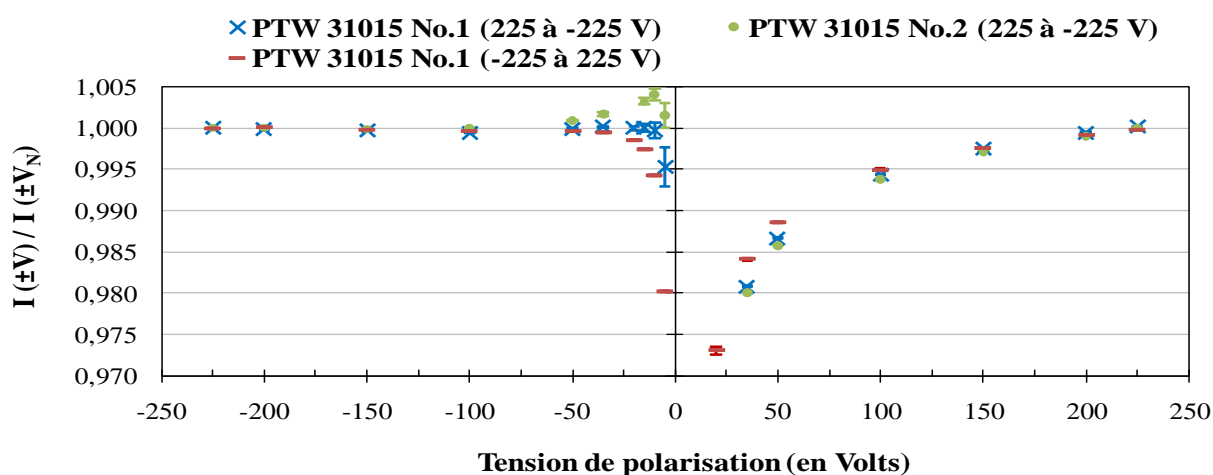


figure IV.9_courbes de saturation normalisées des chambres PTW 31015 No.1 et No.2.

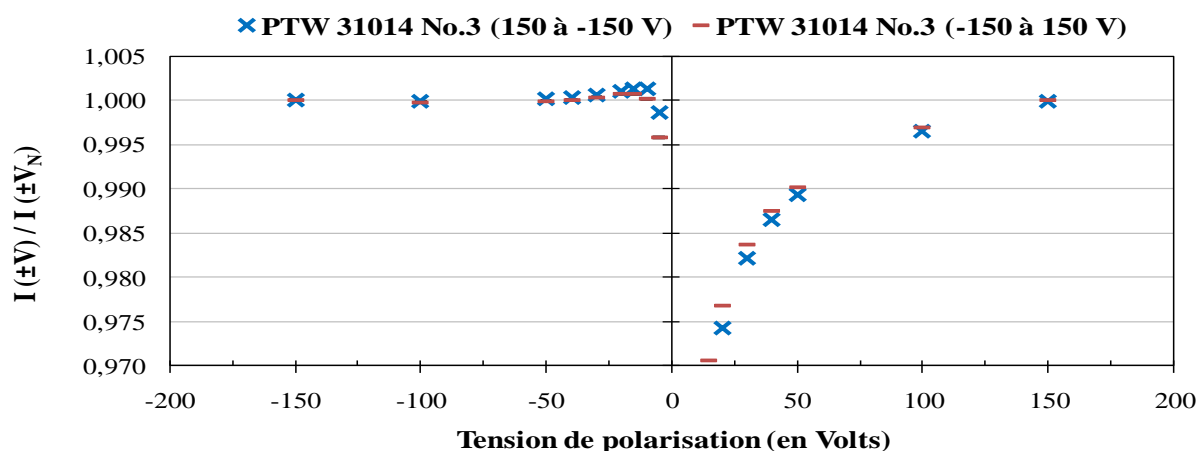


figure IV.10_courbes de saturation normalisées de la chambre PTW 31014 No.3. Les chambres 31014 No.2 et No.3 ont un comportement identique.

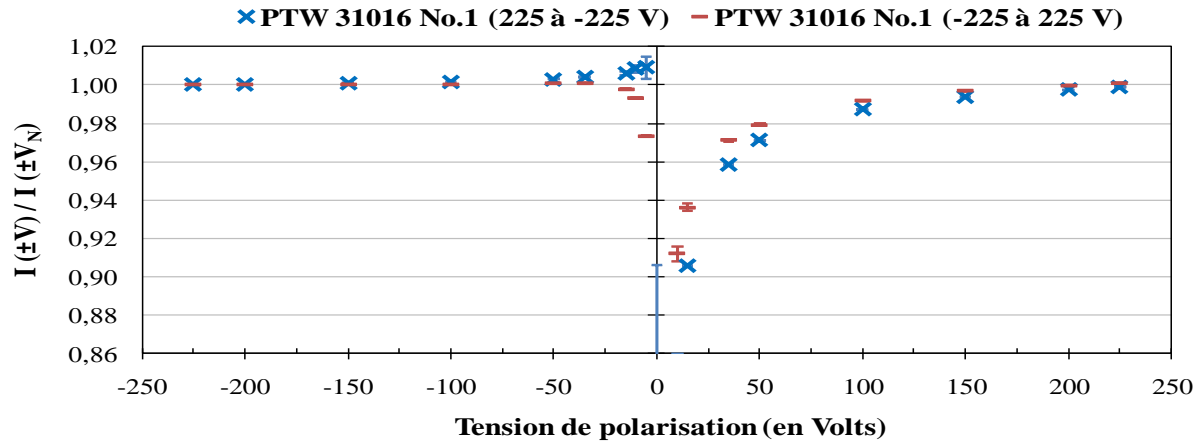


figure IV.11_courbes de saturation normalisées de la chambre PTW 31016 No.1. Les chambres 31016 No.2 et No.3 ont un comportement identique.

On constate une asymétrie entre les courbes de saturation mesurées pour des tensions positives et celles correspondant à des tensions négatives. De plus pour toutes les chambres PTW testées, sauf pour la chambre PTW 31015 No.1, le courant mesuré pour une tension de polarisation comprise entre -5 et -50 V est supérieur de 0,1 à 1,3 % au courant mesuré à la tension nominale $-V_N$. Ce « pic de courant » a également été observé sur une chambre PTW 31010 de volume 0,125 cm³. Ce comportement n'est pas conforme à celui d'une chambre d'ionisation.

Une plus grande disparité de comportement existe pour les chambres du constructeur Exradin. Nous présentons ci-après les courbes de saturation de deux chambres par modèle (figure IV.12 à figure IV.15).

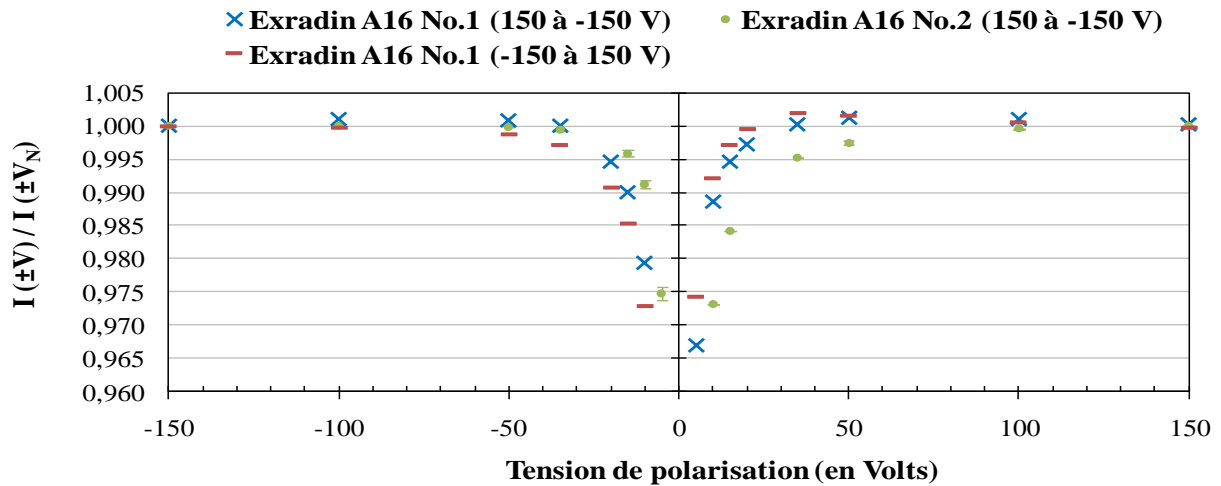


figure IV.12_courbes de saturation normalisées des chambres Exradin A16 No.1 et No.2. La chambre A16 No.3 a un comportement identique à la chambre A16 No.1.

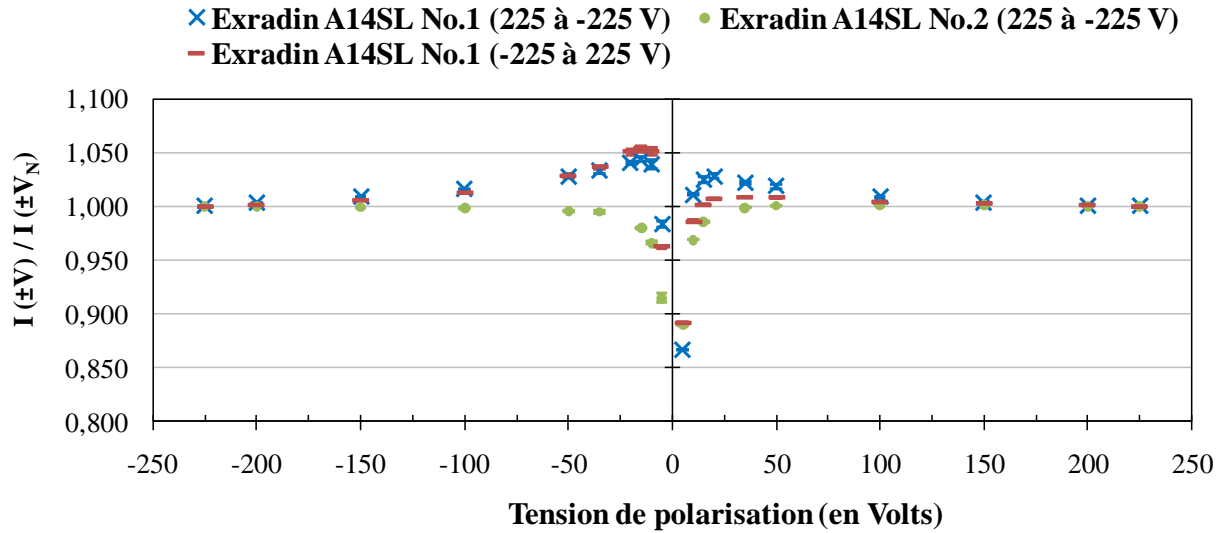


figure IV.13_ courbes de saturation normalisées des chambres Exradin A14SL No.1 et No.2. La chambre A14SL No.3 a un comportement identique à la chambre A14SL No.1.

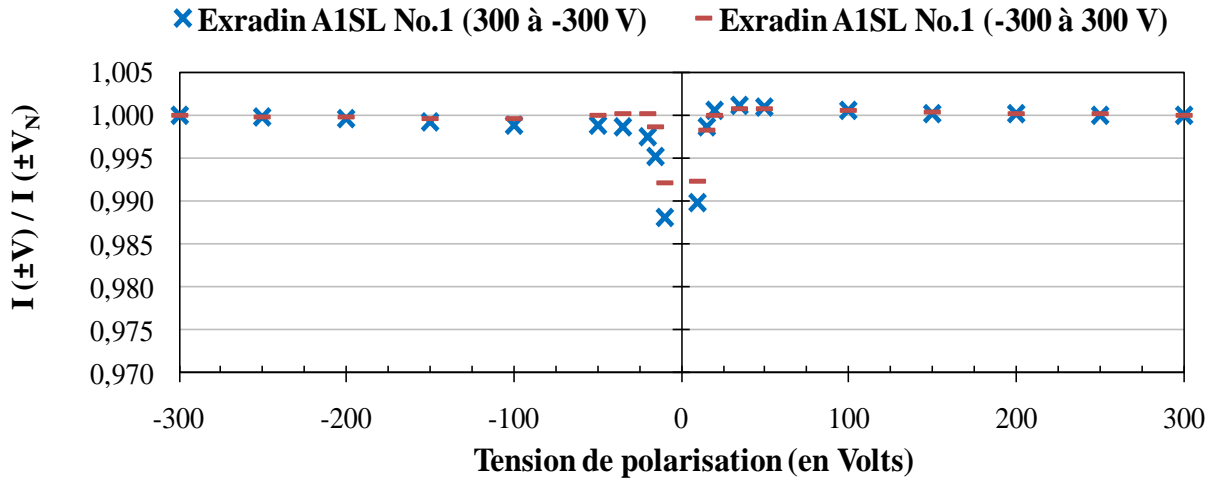


figure IV.14_ courbes de saturation normalisées de la chambre Exradin A1SL No.1.

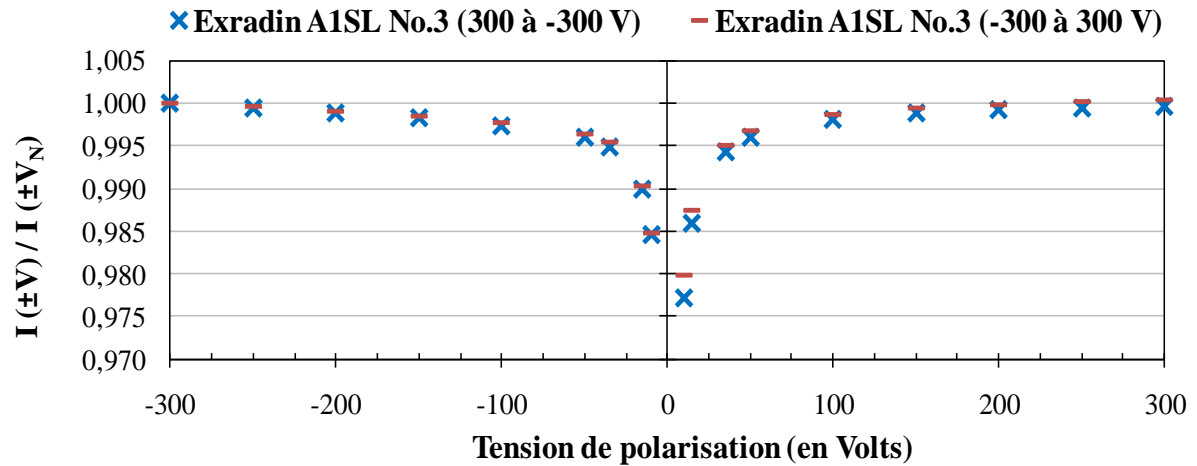


figure IV.15_ courbes de saturation normalisées de la chambre Exradin A1SL No.3. Les chambres A1SL No.2 et No.4 ont un comportement identique.

Il ressort de cette étude que les chambres Exradin peuvent être classées en trois groupes :

- Les chambres A16 No.2 et A1SL No.2, 3 et 4 ont un comportement conforme à une chambre d'ionisation,
- Les chambres A16 No. 1 et 3, A14 No.2 et A1SL No.1 présentent un léger pic de courant aux faibles tensions et ce, à polarité positive et/ou négative (de 0,1 à 0,2 % du courant mesuré à $\pm V_N$),
- Les chambres A14 SL No.2 et 3 présentent un pic de courant compris entre 0,9 et 5 % du courant mesuré à $\pm V_N$ quelle que soit la polarité.

B. Discussions

Quelle que soit la polarité, les chambres dont le comportement correspond à celui attendu sont les suivantes :

- Exradin A16 No.2,
- Exradin A1SL No.2, 3 et 4,
- IBA CC04 (toutes),
- IBA CC01 (toutes).

C'est uniquement pour ces chambres qu'il sera possible de calculer le facteur de correction de saturation en utilisant les théories et méthodes usuelles mentionnées dans les paragraphes III.4.2.3] et IV.10.1].

La chambre A1SL No.1 a été achetée plus de 2 ans avant les chambres A1SL No.2, 3 et 4. Ainsi les différences de comportement observées entre ces deux groupes pourraient être expliquées par un changement dans le processus de fabrication de la chambre. Cette hypothèse est confirmée par les différences observées sur les radiographies des chambres (figure IV.16).

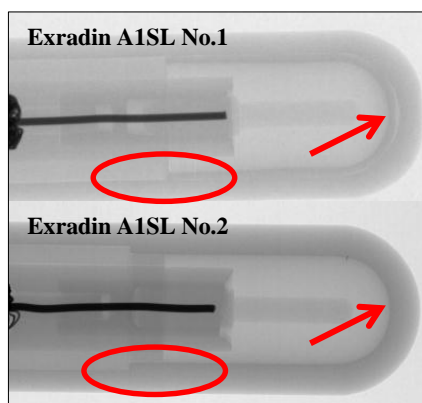


figure IV.16_ radiographies des chambres Exradin A1SL No.1 (ancienne) et Exradin A1SL No.2 (nouvelle)

Nous allons maintenant nous intéresser au calcul des facteurs de correction de polarité à V_N .

IV.8.2] Correction de polarité

A. Résultats

Les facteurs de correction de polarité de chaque chambre sont calculés en utilisant l'équation III.16. Ils sont donnés dans le tableau IV.5. Lorsqu'il n'existe pas de différence significative entre des chambres de même type, les résultats sont combinés en prenant la moyenne des valeurs de chaque chambre.

Chambre	k_{pol}	
	Moyenne	Écart-type sur la distribution (%)
NE2571 ^a	0,9988	*
A1SL	1,0004	0,05
A14SL ^b	-	-
A16 ^c	1,0006	0,01
CC04	0,9978	0,04
CC01 No. 3	0,9960	0,08
31014 No. 1 ^a	1,0032	-
31014 No. 2&3	1,0078	0,08
31015	1,0032	0,01
31016	1,0086	0,04

^a Une seule chambre

^b Pas de calcul possible à cause de la dérive du courant

^c Deux chambres seulement (dérive sur la 3^{ème} chambre)

tableau IV.5 _facteurs de correction de polarité des chambres d'ionisation testées

B. Discussions

Les chambres PTW 31014 No.2 et 3 et les 3 chambres PTW 31016 ont un facteur de correction élevé comparé à l'intervalle préconisé par McEwen (0,996-1,004). Pour les autres chambres, la valeur du facteur de correction de polarité est adaptée.

La différence entre la chambre PTW 31014 No.1 et les deux autres PTW 31014 (1,0032 contre 1,0078) s'explique très probablement par une modification dans le processus de construction de ce type de chambre.

L'intégralité des caractéristiques énoncées en IV.5 ayant été étudiées, il nous faut à présent réaliser la synthèse des résultats obtenus et choisir la chambre de référence qui sera utilisée pour établir les références du LNHB pour un champ d'irradiation de 2 x 2 cm².

IV.9. Synthèse et choix de la chambre

La synthèse des résultats est présentée ci-dessous en suivant les critères énoncés dans le tableau IV.3.

Chambres respectant les critères LNHB	Chambres respectant les critères de McEwen
Courant de fuite intrinsèque ②	
Toutes	Toutes
Stabilité ③	
PTW (toutes) Exradin A1SL (toutes) IBA CC04 No. 1&2 IBA CC01 No.1	
Courbe de saturation et correction de polarité ④	
Exradin A16 No. 2 Exradin A1SL No. 2, 3&4. IBA CC04 (toutes) IBA CC01 (toutes)	
Courant de fuite radio-induit ⑤	
PTW (toutes) Exradin A1SL No. 2, 3&4 Exradin A14SL No. 1&3 IBA CC04 No. 2&3 IBA CC01 No. 1&2	Toutes
SYNTHESE	
Exradin A1SL No. 2, 3&4. IBA CC04 No. 2, IBA CC01 No.1	Exradin A1SL No. 2, 3&4. IBA CC04 No. 1&2 IBA CC01 No.1

tableau IV.6 _synthèse de l'étude permettant la sélection d'une chambre de référence

Trois chambres Exradin A1SL (les plus récentes), une chambre IBA CC04 et une chambre IBA CC01 sont sélectionnables comme chambre de référence du LNHB. Pour un service de radiothérapie, une chambre IBA CC04 supplémentaire satisfait aux critères fixés par McEwen.

Compte tenu de ces résultats, une chambre de type Exradin A1SL de « nouvelle génération » est choisie par le LNHB comme chambre de référence lors de l'établissement des références dosimétriques pour un champ d'irradiation de 2 x 2 cm². Ce choix est confirmé par McEwen qui, dans son étude, conclut que **parmi les chambres de volume inférieur à 0,1 cm³, seule la chambre Exradin A1SL est adaptée à la dosimétrie de référence.**

Jusqu'ici une tension nominale de polarisation de +300 V était appliquée aux chambres Exradin A1SL. Dans le paragraphe suivant nous allons étudier l'efficacité de collecte de ce type de chambre afin de déterminer si cette tension est adaptée à une détermination exacte du facteur de correction de saturation.

IV.10. Étude de l’efficacité de collecte de la chambre de référence

IV.10.1] Théorie

Nous avons déjà vu que le courant de saturation I_{sat} produit dans la cavité d’une chambre d’ionisation est calculé à partir du courant collecté I_{coll} , corrigé des pertes de charges à l’aide du facteur de correction de saturation, k_s (III.4.2.3)].

Dans les faisceaux d’irradiation continus tels que les faisceaux de ⁶⁰Co, les protocoles de dosimétrie AIEA TRS-398 [ANDREO, 2006] et AAPM TG-51 [ALMOND, 1999] considèrent que seule la **recombinaison volumique** influence l’efficacité de collecte des chambres d’ionisation. Dans ce cas, la relation entre I_{sat} et le courant mesuré à la tension V ($I_{coll}(V)$) est la suivante :

$$\frac{1}{I_{coll}(V)} = \frac{1}{I_{sat}} + \frac{\beta}{V^2} \quad \text{IV.1}$$

où β est un paramètre caractéristique de la recombinaison volumique.

Si au contraire, seule la recombinaison initiale et les pertes par diffusion ont une influence significative sur l’efficacité de collecte, alors :

$$\frac{1}{I_{coll}(V)} = \frac{1}{I_{sat}} + \frac{\alpha}{V} \quad \text{IV.2}$$

où α est un paramètre caractéristique de la recombinaison initiale et de la diffusion.

[DERIKUM, 2002] a montré que la non prise en compte de la recombinaison initiale et des pertes par diffusion lors de l’étalonnage d’une chambre d’ionisation de 0,6 cm³ dans un faisceau de ⁶⁰Co ayant un débit de dose inférieur à quelques Gy/min est une source d’erreur pour la mesure de la dose dans les faisceaux pulsés d’un accélérateur (jusqu’à 0,2 %). En combinant les équations IV.1 et IV.2, on obtient :

$$\frac{1}{I_{coll}(V)} = \frac{1}{I_{sat}} + \frac{\alpha}{V} + \frac{\beta}{V^2} \quad \text{IV.3}$$

En traçant les courbes de saturation selon la forme $1/I = f(1/V)$, [ZANKOWSKI, 1998] a montré que la prise en compte des pertes par diffusion et des phénomènes de recombinaison n’explique pas l’excès de charge qui apparaît aux tensions les plus élevées. Il associe cet excès à de la multiplication de charges modélisée par une fonction exponentielle décroissante. On a alors :

$$\frac{1}{I_{coll}(V)} = \left[\frac{1}{I_{sat}} + \frac{\alpha}{V} + \frac{\beta}{V^2} \right] e^{-\gamma V} \quad \text{IV.4}$$

où γ est un paramètre caractéristique de la multiplication de charges.

IV.10.2] Application à une chambre Exradin A1SL

A. Résultats

Nous étudions dans ce paragraphe la courbe de saturation $1/I = f(1/V)$ de la chambre A1SL No.2. La figure IV.17 montre la courbe obtenue. Il est à noter que la correction de polarité est déjà appliquée à la mesure de courant et que ce dernier est normalisé au courant à 300 V.

L'ajustement des points expérimentaux aux équations IV.3 et IV.4 est réalisé pour deux jeux de données : de 10 à 50 V et pour la totalité des points (10-300 V).

La prise en compte des pertes par diffusion et par recombinaison initiale et volumique est un bon modèle pour les points expérimentaux obtenus entre 10 et 50 V (coefficient de détermination r^2 de 0,99999 pour l'équation IV.3¹³) mais pas pour l'ensemble des points (coefficient de détermination de 0,998 pour l'équation IV.3). En ajoutant la multiplication de charges, le modèle permet de décrire la totalité des points expérimentaux (coefficient de détermination de 0,99995 pour l'équation IV.4).

L'influence de la multiplication aux tensions les plus élevées est visible sur la figure IV.17 où sont représentés les ajustements pour l'équation IV.3 entre 10 et 50 V et pour l'équation IV.4 entre 10 et 300 V.

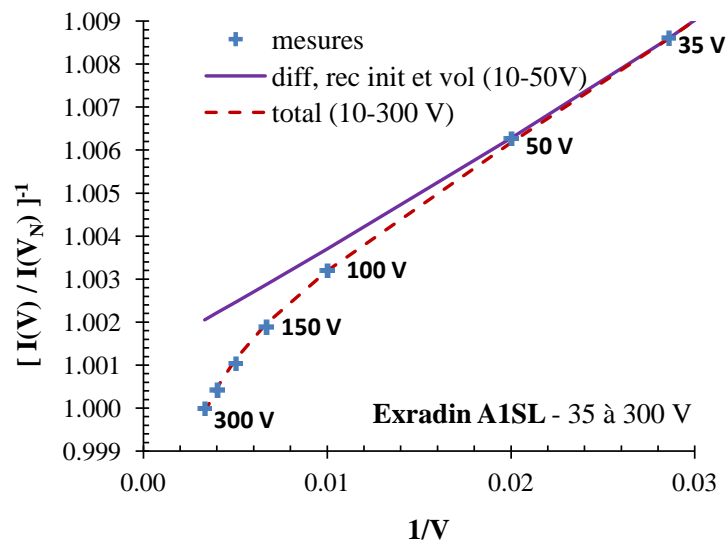


figure IV.17_ ajustement de la courbe de saturation expérimentale de la chambre Exradin A1SL No.2 à l'équation II.9 entre 10 et 50 V et à l'équation II.10 entre 10 et 300 V.

D'après l'ajustement réalisé à l'aide de l'équation IV.4, la recombinaison initiale et les pertes par diffusion représentent plus de 98 % des pertes de charge à 150 et 300 V. Par ailleurs, la non-prise en compte de la multiplication de charges conduit à une surestimation du courant de 0,25 % à 300 V contre

¹³ Lorsque le coefficient de corrélation est exactement égal à 1, les points expérimentaux sont parfaitement alignés sur une courbe représentant l'équation III.24 pour un jeu de valeurs des paramètres α , β .

0,1 % à 150 V. Lorsque la même démarche est appliquée aux chambres A1SL No.3 et 4, des résultats similaires sont obtenus.

Pour la chambre NE 2571, la recombinaison initiale et les pertes par diffusion représentent 85 % des pertes de charges à 300 V, tension d’utilisation de cette chambre au LNHB. La non-prise en compte de la multiplication de charges conduit à une surestimation du courant de 0,1 % à 300 V.

B. Discussions

L’analyse des résultats obtenus nous a conduit à réduire la tension appliquée aux chambres A1SL du LNHB de +300 V (recommandation du constructeur) à +150 V. Ce choix a été confirmé pour les faisceaux pulsés d’accélérateurs linéaires par [PALMANS, 2010]. De plus, lors de l’étalonnage de ce type de chambre dans un faisceau de ^{60}Co , le facteur de correction de recombinaison sera calculé en considérant que les pertes par diffusion et recombinaison initiale sont prédominantes, contrairement aux recommandations des protocoles. **L’erreur causée par la non prise en compte de la multiplication de charges sera alors du même ordre que celle existant lors de l’étalonnage d’une chambre NE2571 de référence.**

IV.11. Conclusion du chapitre IV

Une chambre d’ionisation de référence adaptée à notre étude tant par ses dimensions que par ses performances dosimétriques a été choisie : le « nouveau » modèle Exradin A1SL. Par ailleurs, nous avons montré que l’application d’une tension de polarisation de +150 V à ce type de chambre permet d’obtenir, en ce qui concerne la détermination du courant de saturation, des résultats comparables à ceux des chambres de référence habituellement utilisées au LNHB.

Dans le prochain chapitre, nous développerons le formalisme présenté dans le chapitre II au vu des éléments décrits dans le chapitre III. Nous présenterons et discuterons alors l’ensemble des résultats expérimentaux et les résultats numériques des simulations Monte Carlo nécessaires à l’établissement et des références.

Chapitre V

Résultats expérimentaux et résultats des simulations Monte Carlo

Au cours des chapitres précédents, nous avons décrit :

- la méthodologie et le formalisme utilisés pour établir les références dosimétriques (chapitre II) ;
- les caractéristiques techniques et le principe de fonctionnement des trois types de dosimètres utilisés, à savoir l'instrument primaire, les dosimètres de transfert et la chambre d'ionisation de référence (chapitres III et IV).

À partir de ces éléments, nous allons maintenant présenter l'ensemble des résultats expérimentaux et des résultats des simulations Monte Carlo nécessaires à l'établissement des références pour les faisceaux étudiés (6 MV avec et sans cône égalisateur et 12 MV, pour les champs d'irradiation de 10 x 10, 4 x 4 et 2 x 2 cm²).

Auparavant, nous développons le formalisme du chapitre II pour mettre en évidence les termes à déterminer et nous donnons des informations complémentaires quant à la réalisation des mesures et à l'évaluation des incertitudes.

V.1. Développement du formalisme

Les coefficients d'étalonnage de la chambre de référence sont déterminés au moyen de deux méthodes :

- la *méthode « avec dosimètre de transfert »* pour laquelle le transfert de la dose absorbée dans le graphite à la dose absorbée dans l'eau est effectué à l'aide des dosimètres de Fricke ou des dosimètres à l'alanine ;
- la *méthode « directe »* pour laquelle le transfert graphite-eau est réalisé au moyen de simulations Monte Carlo uniquement.

Rappelons que la méthode utilisée en champs 10 x 10 cm² et 4 x 4 cm² est légèrement différente de celle employée en champ 2 x 2 cm². En effet, pour le plus petit champ d'irradiation, toutes les mesures ionométriques ont été réalisées dans l'eau alors que pour les plus grands champs, des mesures ionométriques ont également été effectuées dans le graphite (cf. II.2.2.3] et II.2.3]).

V.1.1] Calcul des coefficients d'étalonnage par la méthode avec dosimètre de transfert

Les équations II.5 (champs 10 x 10 et 4 x 4 cm²) et II.9 (champ 2 x 2 cm²) sont développées au moyen de l'équation III.21 pour les mesures ionométriques et des équations III.11 et III.13 pour les transferts expérimentaux. On obtient alors les équations V.1 et V.2 présentées ci-après.

➤ Champs 10 x 10 et 4 x 4 cm²

$$\begin{aligned}
 N_{Dw}(Ref_w, t) &= \frac{D_w/mon_w}{Q_w(Ref_w)/mon_w'} \\
 &= D_{abs}/mon_g(t_0) \times k_i \times \frac{\Delta DO_{dosim}^{20^\circ C}/mon_w(t_2)}{\Delta DO_{dosim}^{20^\circ C}/mon_g(t_1)} \times \frac{K_{Trw}^W}{K_{Trg}^{abs}} \\
 &\quad \times \left[\frac{1}{Q'_g(Ref_g)/mon_g' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_g}} \right] (t_0) \\
 &\quad \times \frac{\left[Q'_g(Ref_g)/mon_g' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_g} \right] (t_1)}{\left[Q'_w(Ref_w)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_w} \right] (t_2)}
 \end{aligned}$$

référence dosimétrique
mesures ionométriques
pour étalonnage

V.1

➤ Champs 2 x 2 cm²

$$\begin{aligned}
 N_{Dw}(Ref_w, t) &= D_{abs}/mon_g(t_0) \times k_i \times \frac{\left(\frac{S_{RPE, 20^\circ C}^{moy}}{S_{RPE, 20^\circ C}^{moy}} - B_dF \right) / mon_w(t_2)}{\left(\frac{S_{RPE, 20^\circ C}^{moy}}{S_{RPE, 20^\circ C}^{moy}} - B_dF \right) / mon_g(t_1)} \times \frac{K_{Trw}^W}{K_{Trg}^{abs}} \\
 &\quad \times \left[\frac{1}{Q'_w(Ref_w)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_w}} \right] (t_0) \\
 &\quad \times \frac{\left[Q'_w(Ref_w)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_w} \right] (t_1)}{\left[Q'_w(Ref_w)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_w} \right] (t_2)}
 \end{aligned}$$

référence dosimétrique
mesures ionométriques
pour étalonnage

V.2

avec : $\frac{\left(\frac{S_{RPE, 20^\circ C}^{moy}}{S_{RPE, 20^\circ C}^{moy}} - B_dF \right) / mon_w}{\left(\frac{S_{RPE, 20^\circ C}^{moy}}{S_{RPE, 20^\circ C}^{moy}} - B_dF \right) / mon_g} = \frac{pen_t_w}{pen_t_g}$

V.1.2] Calcul des coefficients d'étalonnage par la méthode directe

➤ Champs 10 x 10 et 4 x 4 cm²

En appliquant l'équation III.21 aux termes ionométriques de l'équation II.8, nous obtenons :

$$\begin{aligned}
 N_{Dw}(Ref_w, t) &= D_{abs}/mon_g(t_0) \times k_i \times \frac{[D_w]_{MC} k_{vol \text{ à ponct}}}{[D_{abs}]_{MC}} \\
 &\quad \times \left[\frac{1}{Q'_g(Ref_g)/mon_g' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_g}} \right] (t_0) \\
 &\quad \times \frac{\left[Q'_g(Ref_g)/mon_g' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_g} \right] (t_1)}{\left[Q'_w(Ref_w)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_w} \right] (t_2)}
 \end{aligned}$$

référence dosimétrique
mesures ionométriques
pour étalonnage

V.3

➤ **Champ 2 x 2 cm²**

De la même manière, l'application de l'équation III.21 aux termes ionométriques de l'équation II.10 donne :

$$N_{Dw}(Ref_w, t) = D_{abs}/mon_g(t_0) \times k_i \times \frac{[D_w]_{MC} k_{vol \text{ à ponct}}}{[D_{abs}]_{MC}} \quad \text{référence dosimétrique}$$

$$\times \left[\frac{1}{Q'_w(Ref_w)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_w}} \right] (t_0) \quad \text{mesures ionométriques pour étalonnage} \quad V.4$$

V.1.3] Comparaison de la méthode directe à la méthode avec dosimètre de transfert

Les équations II.11 et II.12 permettant la comparaison des deux méthodes de transfert graphite-eau en s'affranchissant de la calorimétrie graphite peuvent également être développées à l'aide de l'équation III.21 pour les mesures ionométriques et des équations III.11 et III.13 pour les transferts expérimentaux.

➤ **Champs 10 x 10 et 4 x 4 cm² (transfert expérimental par Fricke)**

$$\frac{[D_{Trw}]_{MC}}{[D_{Trg}]_{MC}} = \left[\frac{\Delta DO_{dosi w}^{20^\circ C}/mon_w}{Q'_w(Ref_w)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_w}} \right] (t_2)$$

$$\times \left[\frac{Q'_g(Ref_g)/mon_g' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_g}}{\Delta DO_{dosi g}^{20^\circ C}/mon_g} \right] (t_1)$$

$$\times \left[\frac{Q'_w(Ref_w)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_w}}{Q'_g(Ref_g)/mon_g' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_g}} \right] (t_3) \quad V.5$$

➤ **Champs 2 x 2 cm² (transfert expérimental par dosimètres à l'alanine)**

$$\frac{[D_{Tr,w}]_{MC}}{[D_{Tr,g}]_{MC}} = \left[\frac{(S_{RPE, 20^\circ C w}^{moy} - BdF)/mon_w}{Q'_w(Ref)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_w}} \right] (t_2)$$

$$\times \left[\frac{Q'_w(Ref)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref_w}}{(S_{RPE, 20^\circ C g}^{moy} - BdF)/mon_w} \right] (t_1) \quad V.6$$

avec : $\frac{(S_{RPE, 20^\circ C w}^{moy} - BdF)/mon_w}{(S_{RPE, 20^\circ C g}^{moy} - BdF)/mon_w} = \frac{pente_w}{pente_g}$

V.2. Informations préliminaires concernant les mesures

V.2.1] Répartition temporelle des mesures

Dans le cas de cette étude, une durée d'environ un mois a été nécessaire pour effectuer les irradiations relatives à la détermination du coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation de référence pour une qualité de rayonnement donnée :

- Deux semaines de mesures ionométriques (caractérisation du faisceau et de la chambre de référence) ;
- Une semaine de mesures calorimétriques ;
- Une semaine de mesures avec le dosimètre de transfert.

Les mesures relatives à une qualité de faisceau se sont majoritairement déroulées dans un temps court. Malheureusement il a parfois été indispensable d'utiliser des données obtenues à partir de mesures séparées de plusieurs mois. Nous nous attacherons donc à prendre en compte les éventuels changements d'énergie intervenus au cours de cette période.

La chronologie des mesures est présentée dans le tableau V.1.

	<i>6 MV sans cône</i>	<i>6 MV</i>	<i>12 MV</i>
10 x 10 cm²			
<i>Calorimétrie (t₀)</i> <i>Fricke (t₁ et t₂)</i>	Octobre 2008	Mai 2009	Mai 2009
<i>Alternance eau/graphite (t₃)</i>	Octobre 2009	Septembre 2009	Septembre 2009
4 x 4 cm²			
<i>Calorimétrie (t₀)</i> <i>Fricke (t₁ et t₂)</i>	Septembre 2008	Mars-Avril-Mai 2008	Mars-Avril-Mai 2008
<i>Alternance eau/graphite (t₃)</i>	Septembre 2009	Septembre 2009	Septembre 2009
2 x 2 cm²			
<i>Calorimétrie (t₀)</i> <i>Alanine (t₁ et t₂)</i>	Avril-Mai 2010	Septembre-Octobre 2010	Septembre-Octobre 2010

tableau V.1_chronologie des mesures ayant permis la réalisation des références.

Deux observations sont possibles à la lecture de ce tableau :

- Pour chaque faisceau, les mesures calorimétriques (à t₀) et les mesures du transfert graphite-eau (à t₁ et t₂) ont été réalisées dans un intervalle de temps court (quelques semaines au maximum).

Sur de telles périodes, on peut considérer que la qualité des faisceaux de l'accélérateur linéaire n'a pas variée de manière significative.

- Les mesures ionométriques avec alternance des mesures dans l'eau et dans le graphite n'ont pu se dérouler que de 5 à 17 mois après les mesures calorimétriques. Il a donc fallu évaluer l'influence de cet intervalle de temps sur les mesures réalisées en prenant en compte les variations de la qualité du faisceau. Pour ceci, nous avons mesuré les indices de qualité ($TPR_{20,10}$) des faisceaux au moment des mesures calorimétriques et des mesures d'alternance des deux fantômes.

V.2.2] Chambres d'ionisation de référence utilisées

Dans une situation idéale, nous aurions utilisé uniquement la chambre Exradin A1SL de référence (A1SL n°100988) pour réaliser les mesures. Cependant, l'étude des chambres d'ionisation de petit volume s'étant déroulée en parallèle de l'établissement des références pour les champs de 10×10 et 4×4 cm², ces dernières ont été établies avec des chambres d'ionisation bien connues et plus grandes que la chambre A1SL.

Pour les mesures dans le graphite, nous avons utilisé une chambre plate NACP-02 aussi bien en champ 10×10 cm² qu'en champ 4×4 cm².

Pour les mesures dans l'eau :

- une chambre NE 2571 de volume sensible 0,6 cm³ et de longueur 24 mm a joué le rôle de chambre de référence pour le champ de 10×10 cm²,
- une chambre NE 2577 de volume sensible 0,2 cm³ et de longueur 8,3 mm a été utilisée pour les mesures dans le champ de 4×4 cm².

Une fois les coefficients d'étalonnage de la chambre NE 2571 et de la chambre NE 2577 déterminés, la chambre A1SL a été étalonnée en champ 10×10 cm² et en champ 4×4 cm² à partir de ces chambres.

V.2.3] Évaluation des incertitudes

V.2.3.1] Méthodes d'évaluation des incertitudes

Les incertitudes relatives aux termes présents dans les équations V.1 à V.6 ont été déterminées selon deux approches, en suivant les recommandations du GUM (Guide to the expression of uncertainty in measurement) [JCGM, 2008] :

- **Les INCERTITUDES DE TYPE A (u_A)** sont évaluées au moyen de l'analyse statistique d'une ou plusieurs séries de mesures.

Pour un nombre n de mesures x_i d'une grandeur x , la moyenne estimée de cette grandeur s'exprime par la relation suivante :

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad \left| \quad \text{V.7} \right.$$

La dispersion des mesures x_i est évaluée en calculant l'écart-type sur la distribution des x_i :

$$s(x) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad \left| \quad \text{V.8} \right.$$

De plus, si la dispersion mesures x_i suit une loi normale, l'écart-type sur la moyenne \bar{x} est calculée de la manière suivante :

$$s(\bar{x}) = t_{student}(n-1) \frac{s(x)}{\sqrt{n}} \quad \left| \quad \text{V.9} \right.$$

où $t_{student}(n-1)$, le facteur d'élargissement de Student, permet de prendre en compte le nombre effectif de mesures réalisées.

On obtient alors l'intervalle de confiance suivant :

$$\bar{x} - t_{student}(n-1) \frac{s(x)}{\sqrt{n}} \leq x \leq \bar{x} + t_{student}(n-1) \frac{s(x)}{\sqrt{n}} \quad \left| \quad \text{V.10} \right.$$

Dans notre cas, les intervalles de confiance sont évalués à 68,27 %.

Dans cette étude, l'incertitude de type A est prise égale à l'écart-type sur la distribution ou à l'écart-type sur la moyenne. Ce choix sera précisé dans la suite du manuscrit selon le cas rencontré.

- **Les INCERTITUDES DE TYPE B (u_B)** sont quant à elle estimées en se basant sur l'expérience des opérateurs, sur des données provenant de certificat d'étalonnage, sur la connaissance des phénomènes physiques, etc.

V.2.3.2] Incertitude-type composée (u_C)

L'incertitude associée à la mesure d'une grandeur y telle que $y = f(x_1, x_2 \dots x_j \dots x_N)$ est calculée à partir des incertitudes associées aux grandeurs d'entrée ($x_1, x_2 \dots x_j \dots x_N$).

Dans notre cas, on considère que les x_j sont indépendants. Ainsi, à partir de la formule de propagation des incertitudes, on a :

$$u_c^2(y) = \sum_{j=1}^N \left[\left(\frac{\partial f}{\partial x_j} \right)^2 \times u^2(x_j) \right] \quad \left| \quad \text{V.11} \right.$$

Bien que toutes les incertitudes des x_j ne soient pas évaluées à partir de distributions normales, les intervalles de confiance résultants de la combinaison des incertitudes de type A et de type B peuvent être estimés en utilisant une distribution normale (théorème de la limite centrale).

Dans ce chapitre, après avoir déterminé les $TPR_{20,10}$ des faisceaux, nous allons calculer les termes présents dans les équations V.3 à V.6. L'ordre retenu est le suivant :

- i. Facteurs de correction s'appliquant aux chambres d'ionisation,
- ii. Calorimétrie graphite,
- iii. Alternance des mesures ionométriques dans le fantôme graphite et dans le fantôme d'eau,
- iv. Dosimétrie de transfert,
- v. Résultats des simulations Monte Carlo.

Les mesures ont été réalisées en suivant la méthodologie présentée dans le paragraphe II.3.2] du chapitre II.

Lors des simulations Monte Carlo, aucune simplification n'a été apportée au niveau de la modélisation de la tête d'irradiation de l'accélérateur linéaire et du système de collimation du faisceau (par exemple, modélisation rigoureuse du collimateur additionnel utilisé pour former le champ d'irradiation de $2 \times 2 \text{ cm}^2$).

V.3. Indice de qualité des faisceaux

La dénomination d'un faisceau par l'expression « 6 MV » signifie que l'énergie des électrons primaires accélérés est d'environ 6 MeV. Deux faisceaux de photons de 6 MV peuvent avoir des spectres en énergie différents puisque ceux-ci sont influencés par les conditions d'accélération et de déviation des électrons primaires, par la composition et l'épaisseur de la cible et par les éléments de mise en forme et de collimation du faisceau. De plus, il est actuellement impossible d'accéder facilement et expérimentalement aux spectres en énergie de ces faisceaux. Pour ces deux raisons, la spécification des faisceaux est basée sur les distributions de dose résultant de l'interaction du faisceau avec l'eau.

En règle générale, l'indice de qualité utilisé en France est le $TPR_{20,10}$ (rapport tissu fantôme). Il est défini comme le rapport des doses absorbées à 20 cm et 10 cm de profondeur dans l'eau sur l'axe du faisceau, pour une distance source-détecteur constante de 100 cm et dans un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ au point de mesure [ANDREO, 2006].

En élargissant cette définition à des champs carrés de dimensions quelconques, nous obtenons les résultats suivants à l'instant t_0 (tableau V.2).

$TPR_{20,10}$	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
10 x 10 cm ²	0,643	0,675	0,748
4 x 4 cm ²	0,618	0,647	0,722
2 x 2 cm ²	0,611	0,637	0,712

tableau V.2_ $TPR_{20,10}$ à l'instant t_0

Une mesure des $TPR_{20,10}$ à l'instant t_3 , en champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$, a mis en évidence une variation de 0,1 % au maximum pour le faisceau X6 avec cône. Pour tenir compte de ces variations, nous introduisons un facteur de correction lors du calcul du coefficient d'étalonnage en champ 10×10 et $4 \times 4 \text{ cm}^2$. Ce facteur appelé k_{TPR} et pris égal à l'unité possède une incertitude-type de type B estimée à 0,0061 %.

Après examen des résultats résumés dans le tableau ci-dessus, nous constatons que le $TPR_{20,10}$ décroît lorsque la taille du champ d'irradiation diminue.

Ceci ne peut pas être expliqué par une diminution de l'énergie moyenne du faisceau de photons puisque les simulations Monte Carlo montrent une augmentation de l'énergie moyenne sur l'axe du faisceau lorsque la taille du champ d'irradiation diminue (exemple du faisceau de 6 MV sur la figure V.1).

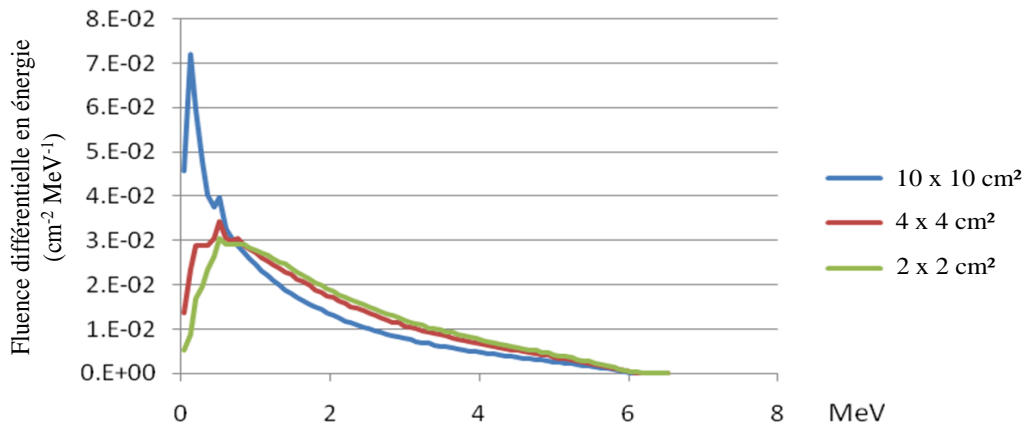


figure V.1_spectres en énergie de la fluence photonique au point de référence dans l'eau pour le faisceau de 6 MV (calculés au moyen du programme FLUZNrc [ROGERS, 2010])

La décroissance des $TPR_{20,10}$ s'explique en fait par un manque de photons diffusés venant des bords du faisceau lorsque la taille du champ d'irradiation diminue. En effet, les photons provenant de l'axe du faisceau et diffusant vers l'extérieur (en rouge sur la figure V.2) sont de moins en moins remplacés par les photons diffusés venant des bords du faisceau (en vert sur la figure V.2), et ce d'autant plus que la profondeur augmente.

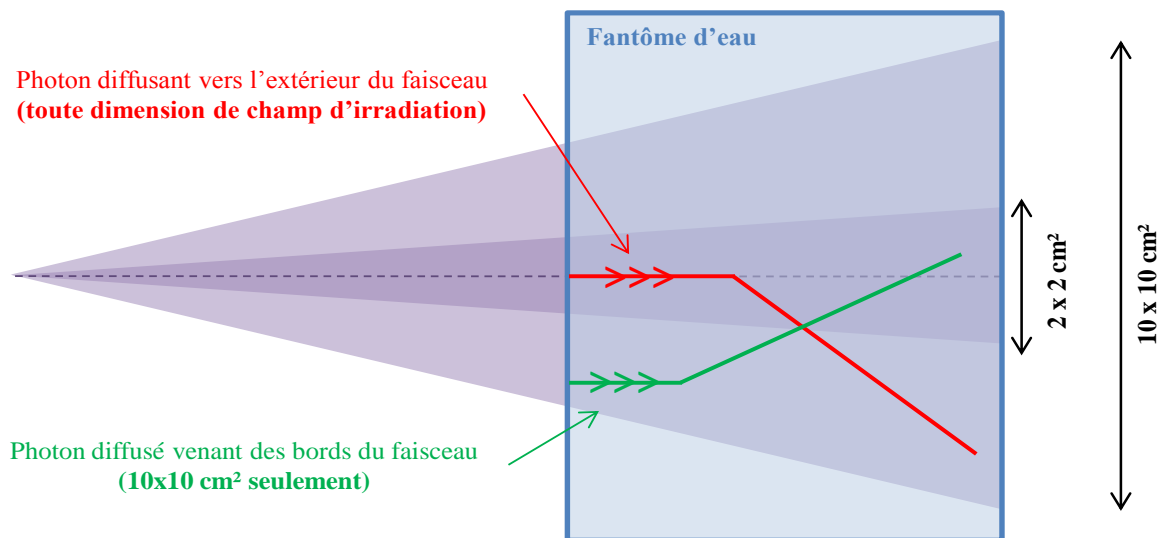


figure V.2_représentation schématique de la diffusion des photons pour deux tailles de champ d'irradiation.

V.4. Calculs des facteurs de correction associés aux chambres d'ionisation

V.4.1] Introduction

Dans cette partie, nous cherchons à calculer les facteurs de correction de saturation, de polarité et de profil s'appliquant aux chambres NACP-02, NE 2571, NE 2577 et Exradin A1SL.

L'utilisation de ces facteurs de correction diffère selon qu'ils interviennent individuellement ou au sein d'un rapport.

➤ Cas des rapports

Considérons d'abord les rapports :

- $\left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ g} \right] (t_0) / \left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ g} \right] (t_1)$ de l'équation V.1 ;
- $\left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ w} \right] (t_0) / \left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ w} \right] (t_1)$ de l'équation V.2 ;
- $\left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ w} \right] (t_1) / \left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ w} \right] (t_2)$ de l'équation V.6.

Les mesures calorimétriques réalisées à l'instant t_0 et les mesures de transfert graphite-eau réalisées aux instants t_1 et t_2 étant séparées au maximum de quelques semaines, ces rapport sont pris égaux à l'unité, et ce, sans incertitude.

La situation est plus complexe pour les rapports :

- $\left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ g} \right] (t_3) / \left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ g} \right] (t_0)$ de l'équation V.3 ;
- $\left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ g} \right] (t_1) / \left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ g} \right] (t_3)$ de l'équation V.5 ;
- $\left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ w} \right] (t_3) / \left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref\ w} \right] (t_2)$ de l'équation V.5.

Plusieurs mois s'étant écoulés entre les mesures aux instants t_0 , t_1 et t_2 et les mesures à l'instant t_3 , il convient de déterminer si les modifications de la qualité des faisceaux ont pu entraîner une variation des facteurs de correction. En pratique, nous introduisons le facteur $k_{rapport}$ défini comme suit :

$$k_{rapport} = k_{rapport, k_{pol}} \times k_{rapport, k_s} \times k_{rapport, k_{prof}} \quad \left| \quad V.12 \right.$$

où $k_{rapport, k_{pol}}$, $k_{rapport, k_s}$ et $k_{rapport, k_{prof}}$ sont les rapports des facteurs de correction de polarité, de saturation et de profil mesurés à l'instant t_0 et à l'instant t_3 . Ils sont pris égaux à 1 mais associés à des incertitudes-types nommées $u(k_{rapport, k_{pol}})$, $u(k_{rapport, k_s})$ et $u(k_{rapport, k_{prof}})$. L'incertitude associée à $k_{rapport}$ se calcule alors de la manière suivante :

$$\frac{[u(k_{rapport})]^2}{(k_{rapport})^2} = \frac{[u(k_{rapport, k_{pol}})]^2}{(k_{rapport, k_{pol}})^2} + \frac{[u(k_{rapport, k_s})]^2}{(k_{rapport, k_s})^2} + \frac{[u(k_{rapport, k_{prof}})]^2}{(k_{rapport, k_{prof}})^2} \quad \left| \quad V.13 \right.$$

➤ Cas des facteurs présents individuellement

Les facteurs de corrections présents individuellement doivent être déterminés avec précision. Il s'agit des produits :

- $\left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref w} \right] (t_2)$ des équations V.1 et V.2 ;
- $\left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref w} \right] (t_3)$ de l'équation V.3 ;
- $\left[(k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref w} \right] (t_0)$ de l'équation V.4

V.4.2] Facteurs de correction de saturation et de polarité

V.4.2.1] Cycle de mesures

Pour chaque qualité de faisceau, les facteurs de correction de saturation et de polarité ont été déterminés au moyen des méthodes présentées dans les paragraphes III.4.2.2] et III.4.2.3] à partir du cycle de mesure suivant :

- 5 mesures de charges à V_N , la tension nominale d'utilisation,
- Entre 5 et 7 mesures à la tension $V_N/2$,
- Entre 5 et 7 mesures à la tension $-V_N/2$,
- Entre 5 et 7 mesures à la tension $-V_N$,
- Entre 5 et 7 mesures à la tension V_N .

Le retour à la tension nominale de polarisation permet de corriger la mesure d'une éventuelle dérive du faisceau au cours de l'irradiation.

Chaque mesure dure environ 10 minutes et comporte :

- Une mesure du courant de fuite pendant 60 secondes avant et après l'irradiation,
- Une irradiation de 300 secondes précédée d'un temps de chauffage de l'accélérateur de 20 secondes,
- Un temps d'attente de 120 secondes avant le début de la mesure suivante permettant notamment la remise à zéro des condensateurs des chambres d'ionisation (référence et moniteurs). Pendant cette attente, la position et la tension de polarisation de la chambre peuvent être modifiées pour la mesure suivante.

Le nombre de mesures après un changement de tension est adapté selon la durée d'irradiation nécessaire avant la stabilisation de la charge mesurée. Cette stabilisation intervient très rapidement pour la chambre Exradin A1SL (dès la première mesure après changement de tension). Par contre, pour les chambres NE 2571 et NE 2577, une ou deux mesures sont généralement nécessaires avant la stabilisation.

V.4.2.2] Résultats

➤ Estimation de $u(k_{\text{rapport},k_{\text{pol}}})$ et $u(k_{\text{rapport},k_s})$

Pour certains faisceaux et certaines tailles de champ, les facteurs de correction de polarité et de saturation des chambres NACP-02, NE 2571, NE 2577 et Exradin A1SL ont été mesurés à plusieurs mois d'intervalle. L'étude des variations observées dans ce cadre a permis de déterminer les incertitudes-types $u(k_{\text{rapport},k_{\text{pol}}})$ et $u(k_{\text{rapport},k_s})$ données dans le tableau V.3. Il s'agit d'incertitudes de type A évaluées à partir d'une analyse statistique de la série d'écarts-types entre les facteurs de correction mesurés à l'instant t_0 et à l'instant t_3 .

$\frac{u_A(k_{\text{rapport},k_{\text{pol}}})}{k_{\text{rapport},k_{\text{pol}}}}$	$\frac{u_A(k_{\text{rapport},k_s})}{k_{\text{rapport},k_s}}$
0,013 %	0,019 %

tableau V.3_estimation des incertitudes-types relatives associées à $k_{\text{rapport},k_{\text{pol}}}$ et k_{rapport,k_s}

➤ Détermination des facteurs de correction de saturation et de polarité

Les facteurs de correction de saturation et de polarité pour les chambres de référence dans l'eau sont présentés ci-après (tableau V.4, tableau V.5 et tableau V.6).

NE 2571 n°2791 10 x 10 cm ²	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
$k_{\text{pol}}(V_N = +300 \text{ V})$	0,99912	0,99887	0,99904
$k_{\text{pol}}(V_N/2)$	0,99912	0,99882	0,99904
$k_s(V_N)$	1,00310	1,00277	1,00540

tableau V.4_facteurs de correction de polarité et de saturation pour la chambre NE 2571 placée dans l'eau en champ 10 x 10 cm².

NE 2577 n°247/1 4 x 4 cm ²	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
$k_{\text{pol}}(V_N = +300 \text{ V})$	0,99889	0,99895	0,99892
$k_{\text{pol}}(V_N/2)$	0,99924	0,99924	0,99924
$k_s(V_N)$	1,00234	1,00212	1,00382

tableau V.5_facteurs de correction de polarité et de saturation pour la chambre NE 2577 placée dans l'eau en champ 4 x 4 cm².

A1SL n°100988	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
2 x 2 cm²			
$k_{pol}(V_N = +150 \text{ V})$	0,99905	0,99917	0,99893
$k_{pol}(V_N/2)$	0,99935	0,99970	0,99903
$k_s(V_N)$	1,00225	1,00219	1,00350
4 x 4 cm²			
$k_{pol}(V_N = +150 \text{ V})$	0,99953	0,99972	0,99963
$k_{pol}(V_N/2)$	0,99976	0,99976	1,00000
$k_s(V_N)$	1,00309	1,00276	1,00396
10 x 10 cm²			
$k_{pol}(V_N = +150 \text{ V})$	1,00012	0,99992	1,00007
$k_{pol}(V_N/2)$	1,00050	1,00035	1,00037
$k_s(V_N)$	1,00329	1,00270	1,00391

tableau V.6 _facteurs de correction de polarité et de saturation pour la chambre A1SL n°100988 placée dans l'eau en champs 10 x 10, 4 x 4 et 2 x 2 cm².

Au vu des résultats obtenus, nous pouvons constater que :

- Ces valeurs sont en accord avec les ordres de grandeur généralement rencontrés pour ce type de chambres utilisé dans des faisceaux de photons de haute énergie ;
- Bien que les facteurs de correction de polarité ne semblent pas être influencés par l'énergie nominale du faisceau, ils dépendent, pour la chambre Exradin A1SL, de la taille du champ d'irradiation. L'effet de manche, c'est-à-dire l'irradiation variable du câble de la chambre selon la taille du champ d'irradiation, est probablement à l'origine de ce phénomène ;
- Le facteur de correction de polarité de la chambre NE 2571 ne varie pas lorsque la polarisation diminue. C'est par contre le cas pour les chambre NE 2577 et A1SL ;
- Le facteur de correction de saturation pour le faisceau de 12 MV est supérieur aux facteurs pour les faisceaux de 6 MV ;
- Alors que le facteur de correction de saturation de la chambre A1SL est identique en champs 10 x 10 et 4 x 4 cm², il est plus faible en champ 2 x 2 cm².

V.4.2.3] Évaluation des incertitudes associées à k_s et k_{pol}

D'après le protocole TRS-398, le **facteur de correction de saturation** pour des faisceaux pulsés peut être calculé soit en utilisant l'équation III.18, soit par l'équation suivante :

$$k_s(V_1) = 1 + \frac{q_1/q_2 - 1}{V_1/V_2 - 1} \quad \text{V.14}$$

D'après cette équation, pour $V_1/V_2 = 2$, on a $k_s(V_1) = q_1/q_2$. Ainsi, en négligeant l'incertitude sur la haute tension qui intervient seulement au second ordre par rapport à l'incertitude sur la mesure des charges, on obtient pour l'incertitude-type associée à k_s :

$$u(k_s) \approx u\left(\frac{q_1}{q_2}\right) \quad \text{V.15}$$

Pour le **facteur de correction de polarité**, on a :

$$k_{pol} = \frac{1}{2} \left[1 + \frac{|q_-|}{|q_+|} \right] \quad \text{V.16}$$

L'incertitude associée à k_{pol} peut donc s'exprimer de la manière suivante :

$$u(k_{pol}) \approx \frac{1}{2} \times u\left(\frac{q_-}{q_+}\right) \quad \text{V.17}$$

Les résultats obtenus montrent que les incertitudes associées à k_s ou k_{pol} dépendent uniquement de l'incertitude sur le rapport des charges mesurées à des tensions de polarisation différentes. Cette incertitude a été évaluée à partir de la dérive observée entre les mesures de charges à V_N réalisées au début et à la fin du cycle de mesure. Entre ces deux mesures, plusieurs changements de tension ont eu lieu. À partir des 40 cycles de mesures réalisés au cours de cette étude afin de déterminer k_s et k_{pol} pour plusieurs chambres d'ionisation et différentes qualités de faisceaux, nous avons :

$$\frac{u\left(\frac{q_-}{q_+}\right)}{\frac{q_-}{q_+}} \approx \frac{u\left(\frac{q_1}{q_2}\right)}{\frac{q_1}{q_2}} \approx \frac{u\left(\frac{q_{+V_N, \text{début du cycle}}}{q_{+V_N, \text{fin du cycle}}}\right)}{\frac{q_{+V_N, \text{début du cycle}}}{q_{+V_N, \text{fin du cycle}}}} = 0,057 \% \quad \text{V.18}$$

Cette incertitude-type correspond à l'incertitude de type A. Il est à noter qu'une incertitude du même ordre de grandeur est obtenue en étudiant statistiquement les mesures à V_N et $V_N/2$.

La détermination de k_s ou k_{pol} repose sur des modèles dont l'exactitude n'est pas évaluée pour chaque chambre et pour chaque qualité de faisceau. Des incertitudes supplémentaires doivent donc être ajoutées pour en tenir compte.

Pour la détermination de k_{pol} , une incertitude-type de type B de 0,02 % est donc ajoutée à l'incertitude de type A.

Pour k_s , nous avons comparé les facteurs de correction de saturation déterminés avec $V_1/V_2 = 2$ (utilisé dans cette étude) et $V_1/V_2 = 3$ pour les chambres NE 2571, NACP-02 et Exradin A1SL, dans un faisceau

de 12 MV en champ 10 x 10 cm². L'étude statistique des résultats nous amène à ajouter une incertitude de type A de 0,03 %.

Le bilan des incertitudes-types associées à k_{pol} et k_s est donné dans le tableau V.7.

$u(k_{pol})/k_{pol}$		$u(k_s)/k_s$	
type A	type B	type A	type B
0,029 %	0,020 %	0,065 % ¹⁴	-

tableau V.7_ estimation des incertitudes-types relatives associées aux facteurs de correction de polarité et de saturation.

V.4.3] Facteur de correction de profil

V.4.3.1] Rappel de la définition (cf. III.4.2.5)]

Le calcul du facteur de correction de profil k_{prof} repose sur la relation suivante :

$$k_{prof} = \frac{I_{\text{uniforme profil}}}{I_{\text{sat, profil}}} \quad \left| \quad \text{V.19} \right.$$

où :

- $I_{\text{sat, profil}}$ est le courant produit sous irradiation dans le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau, à la profondeur de référence ;
- $I_{\text{uniforme profil}}$ est le courant qui serait produit dans ce plan si la distribution de dose était uniforme et égale à la dose au point de référence.

V.4.3.2] Applications aux chambres d'ionisation

L'application de l'équation V.19 est différente selon que la chambre d'ionisation est cylindrique ou plate.

Considérons tout d'abord une chambre d'ionisation cylindrique dont l'axe de rotation est aligné avec l'axe vertical Z, perpendiculairement à l'axe du faisceau (figure V.3). Le facteur de correction de profil est alors estimé en intégrant le profil selon l'axe Z sur la hauteur H du détecteur. Pour ce faire, les points expérimentaux sont ajustés à l'aide d'un polynôme pair d'ordre 8. On a donc :

$$k_{prof} = \frac{\text{Aire du rectangle } [H * f(Z = 0)]}{\text{Aire sous } f(Z) \text{ entre } H/2 \text{ et } -H/2} = \frac{f(0) \times H}{\int_{-H/2}^{H/2} f(Z) dZ} \quad \left| \quad \text{V.20} \right.$$

Avec $f(Z)=a+bZ^2+cZ^4+dZ^6+eZ^8$.

Nous avons appliqué cette méthode aux chambres NE 2571, NE 2577 et Exradin A1SL.

¹⁴ L'incertitude de type A totale est prise comme la somme quadratique de l'incertitude sur les mesures (0,057 %) et de l'incertitude sur l'utilisation de $V_1/V_2=2$ (0,03 %).

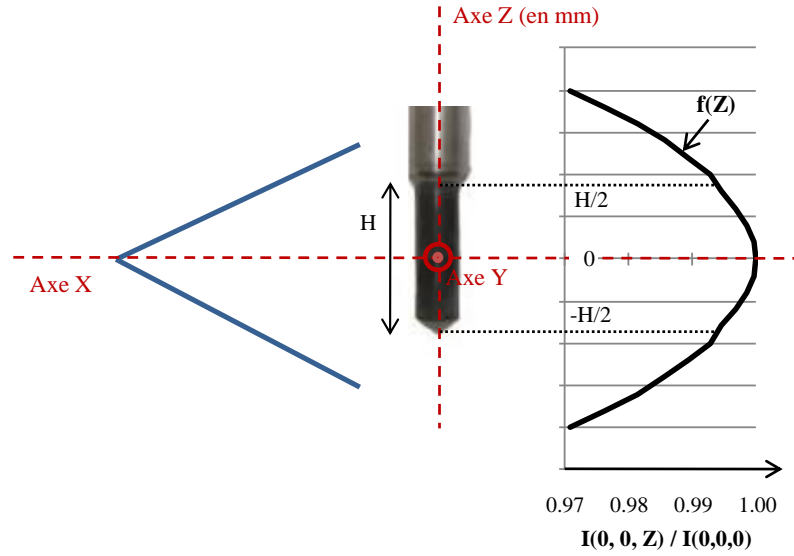


figure V.3_calcul du facteur de correction de profil pour une chambre cylindrique.

Considérons maintenant une chambre d'ionisation plate telle que la chambre NACP-02. Dans ce cas, k_{prof} est estimé sur la surface de l'électrode de collecte de la chambre en calculant le rapport de la dose au centre de l'électrode à la dose moyenne sur sa surface. En utilisant les coordonnées cylindriques, on a :

$$k_{prof} = \frac{\int_0^R \int_0^{2\pi} f(0, \theta) \cdot r \cdot dr d\theta}{\int_0^R \int_0^{2\pi} f(r, \theta) \cdot r \cdot dr d\theta} \quad \text{V.21}$$

où R est le rayon de l'électrode de collecte, soit 5 mm pour la chambre NACP-02.

V.4.3.3] Mesures des profils de dose

Pour les champs de 10 x 10 cm² et 4 x 4 cm², les profils de dose selon les axes Y et Z et selon la diagonale ont été mesurés entre -2 et +2 cm, dans l'eau et le graphite, à l'aide d'une chambre d'ionisation cylindrique PTW 31010 de volume sensible égal à 0,125 cm³.

En champ 2 x 2 cm², les profils dans l'eau entre -0,5 et +0,5 cm sont extraits d'une cartographie bidimensionnelle de la dose, mesurée avec un pas de 0,1 cm dans le plan (CYZ), où C est le point de référence. Cette cartographie a été réalisée à l'aide d'une chambre cylindrique PTW 31014 de volume sensible égal à 0,016 cm³.

Lors de ces mesures, l'axe de la chambre est placé parallèlement à l'axe du faisceau, contrairement aux mesures habituelles. Pour chaque point de mesure, la charge est intégrée sur une durée de 20 à 30 secondes. Afin d'évaluer la dérive, plusieurs mesures sont effectuées au centre du profil.

V.4.3.4] Résultats

➤ Estimation de $u(k_{rapport,k_{prof}})$

Les facteurs de correction de profil pour les chambres NE 2571, NE 2577 et NACP-02 ont été déterminés pour des profils mesurés à l'instant t_0 et à l'instant t_3 . L'étude statistique des variations observées dans ce cadre (entre 0,002 % et 0,08 %) permet de déterminer l'incertitude-type $u(k_{rapport,k_{prof}})$.

$$\frac{u_A(k_{rapport,k_{prof}})}{k_{rapport,k_{prof}}} = 0,038 \%$$

tableau V.8_estimation des incertitudes-types relatives associées à $k_{rapport,k_{prof}}$

➤ Facteurs de correction de profil

Les facteurs de correction de profil relatifs aux chambres de référence dans l'eau sont présentés ci-dessous (tableau V.9, tableau V.10 et tableau V.11).

NE 2571 n°2791 10 x 10 cm ²	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
k_{prof}	1,00349	1,00111	0,99851

tableau V.9_facteurs de correction de profil pour la chambre NE 2571 placée dans l'eau en champ 10 x 10 cm².

NE 2577 n°247/1	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
Champ 4 x 4 cm ²			
k_{prof}	1,00015	1,00071	1,00011
Champ 10 x 10 cm ²			
k_{prof}	1,00054	0,99990	0,99938

tableau V.10_facteurs de correction de profil pour la chambre NE 2577 placée dans l'eau en champs 10 x 10 et 4 x 4 cm².

A1SL n°100988	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
Champ 2 x 2 cm ²			
k_{prof}	1,00187	1,00212	1,00358
Champ 4 x 4 cm ²			
k_{prof}	0,99999	1,00032	0,99986
Champ 10 x 10 cm ²			
k_{prof}	1,00014	0,99974	0,99959

tableau V.11_facteurs de correction de profil pour la chambre A1SL n°100988 placée dans l'eau pour les champs de 10 x 10, 4 x 4 et 2 x 2 cm².

Les facteurs de correction de profil ne dépassent pas 0,36 %. Pour une telle inhomogénéité de dose, la mesure de la distribution de dose reste suffisamment exacte pour avoir une estimation correcte du facteur de correction de profil.

V.4.3.5] Évaluation des incertitudes associées à k_{prof}

Pour chaque profil, trois mesures au centre ont été réalisées (une au début, une au milieu et une à la fin des mesures). L'incertitude de type A est évaluée à partir de la moyenne, sur 60 profils, des écarts-types entre ces trois mesures au centre. Elle est égale à 0,0077 % à un écart-type.

L'incertitude de type B est prise égale à 0,020 %. Elle permet par exemple de prendre en compte les incertitudes associées aux dimensions de la cavité de la chambre ou à l'ajustement réalisé pour obtenir la fonction $f(Z)$ décrivant le profil.

Le bilan des incertitudes-types associées à k_{prof} est donné dans le tableau V.12.

$u(k_{prof})/k_{prof}$	
<i>type A</i>	<i>type B</i>
0,077 %	0,020 %

tableau V.12_ estimation des incertitudes-types relatives associées aux facteurs de correction de profil.

V.5. Calorimétrie graphite

Les calorimètres en graphite GR9 et GR10 sont utilisés pour mesurer la dose absorbée dans l'absorbeur des calorimètres D_{abs}/mon_g en champs 10 x 10 et 4 x 4 cm² pour le premier et 2 x 2 cm² pour le second. Associée aux TOPs réalisés le matin et le soir avec la chambre de référence adaptée, la mesure calorimétrique permet de déterminer les rapports $\left[\frac{D_{abs}/mon_g}{Q'_g(Ref_g)/mon_g'} \right] (t_0)$ et $\left[\frac{D_{abs}/mon_w}{Q'_w(Ref_w)/mon_w'} \right] (t_0)$ pour le GR9 et le GR10 respectivement.

➤ Méthode

Pour chaque faisceau étudié, nous avons effectué 30 mesures sous irradiation, d'une durée de 5 minutes chacune. Les mesures étaient réparties sur une période de 3 à 5 jours, chaque journée débutant et se terminant par 5 mesures ionométriques avec la chambre de référence.

Les mesures calorimétriques réalisées sur une journée étant normalisées par rapport aux mêmes mesures ionométriques (moyenne du TOP matin et du TOP soir), leur moyenne est considérée comme une seule mesure calorimétrique. Ainsi, dans l'exemple de la figure V.4, trois mesures indépendantes sont obtenues : $calo_{j1}$, $calo_{j2}$ et $calo_{j3}$. Le terme $\left[\frac{D_{abs}/mon}{Q'(Ref)/mon'} \right]$ est égal à la moyenne de ces trois valeurs.

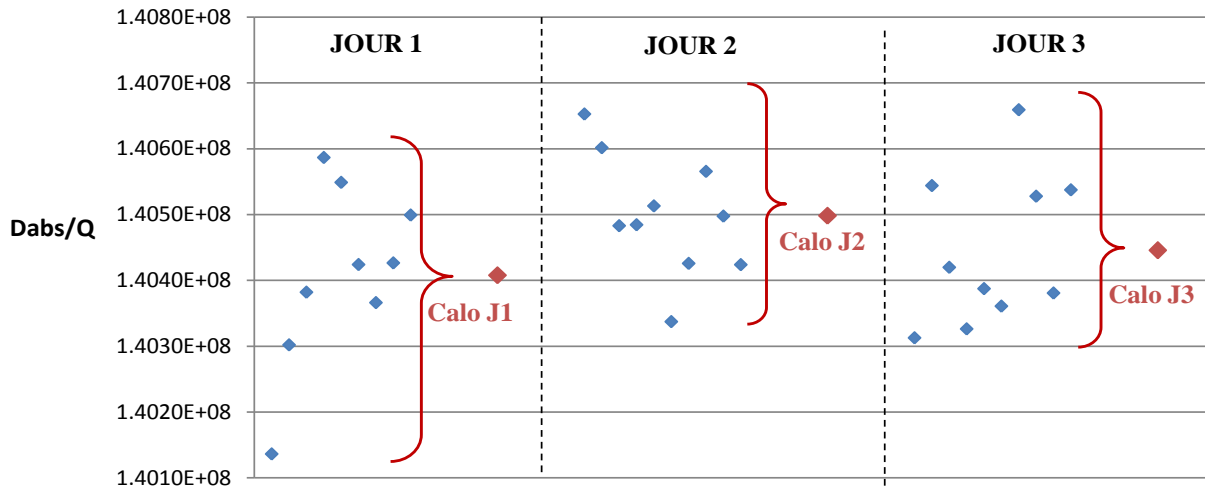


figure V.4_exploitation des mesures calorimétriques, exemple du faisceau de 12 MV en champ 10 x 10 cm².

En généralisant à un nombre N de journées, on a, pour un faisceau donné :

$$\frac{D_{abs}/mon}{Q'(Ref)/mon'} = moyenne(cal_{oj1}, ..., cal_{ojj}, ..., cal_{ojN}) \quad \left| \quad V.22 \right.$$

En supposant que la distribution des cal_{ojj} suit une loi normale, l'incertitude-type statistique sur cette moyenne est calculée de la manière suivante :

$$u_A(cal_o) = \text{écart type}(cal_{oj1}, ..., cal_{ojj}, ..., cal_{ojN}) \times \frac{t_{student}(N-1)}{\sqrt{N}} \quad \left| \quad V.23 \right.$$

➤ Résultats

Les résultats obtenus avec le calorimètre GR9 et la chambre d'ionisation NACP-02 pour les champs de 10 x 10 et 4 x 4 cm² sont présentés dans le tableau V.13. Le tableau V.14 résume les résultats obtenus avec le calorimètre GR10 et la chambre d'ionisation Exradin A1SL en champ 2 x 2 cm². On précise, dans chacun des cas, le moniteur utilisé. Nous rappelons que le moniteur 1 est une chambre d'ionisation placée après les mâchoires en bord de faisceau.

<i>Mon_g=moniteur 1</i>	$\frac{D_{abs}(GR9)/mon_g}{Q'_g(NACP-02)/mon_g} \text{ (Gy/C)}$	<i>u_A</i>	<i>u_B</i>
<i>10 x 10 cm²</i>			
6 MV sans cône	1,44957.10 ⁸	0,022 %	0,133 %
6 MV	1,43545.10 ⁸	0,025 %	0,133 %
12 MV	1,40451.10 ⁸	0,025 %	0,130 %
<i>4 x 4 cm²</i>			
6 MV sans cône	1,4511.10 ⁸	0,139 %	0,133 %
6 MV	1,4360.10 ⁸	0,132 %	0,133 %
12 MV	1,4021.10 ⁸	0,110 %	0,130 %

tableau V.13_Résultats des mesures par calorimétrie graphite pour les champs 10 x 10 et 4 x 4 cm².

<i>Mon_w=moniteur interne</i>	$\frac{D_{abs}(GR10)/mon_w}{Q'_w(A1SL)/mon_w} \text{ (Gy/C)}$	<i>u_A</i>	<i>u_B</i>
<i>2 x 2 cm²</i>			
6 MV sans cône	5,2540.10 ⁸	0,105 %	0,133 %
6 MV	5,1883.10 ⁸	0,043 %	0,133 %
12 MV	5,0878.10 ⁸	0,049 %	0,130 %

tableau V.14_Résultats des mesures par calorimétrie graphite pour le champ 2 x 2 cm².

Les incertitudes de type B données dans la dernière colonne du tableau tiennent compte des incertitudes associées :

- aux corrections de pression, de température et d'hygrométrie ;
- à la valeur de la capacité du condensateur étalon de la chambre de référence ;
- à la mesure de ΔV par la chambre de référence ;
- au positionnement de la chambre de référence, du calorimètre graphite et du fantôme d'eau.

Elles ont été évaluées au moyen de notes techniques du LNHB [DELAUNAY, 2008 ; LNHB/LMD, 2008].

V.6. Alternance de mesures ionométriques dans l'eau et le graphite au cours d'une même journée

L'alternance de mesures ionométriques dans l'eau et le graphite a pour objectif la détermination des rapports $\frac{Q'_g(NACP-02)/mon_g'}{Q'_w(NE\ 2571)/mon_w'}$ en champ $10 \times 10\text{ cm}^2$ et $\frac{Q'_g(NACP-02)/mon_g'}{Q'_w(NE\ 2577)/mon_w'}$ en champ $4 \times 4\text{ cm}^2$ (équation V.3).

➤ Méthode

L'alternance des deux fantômes devant le faisceau est effectuée automatiquement au moyen du programme DELPHES. Chaque mesure dure environ 10 minutes et contient 5 minutes d'irradiation (cf. V.4.2.1)).

La figure V.5 présente le principe de la mesure à travers l'exemple d'une journée de mesure pour le faisceau de 12 MV en champ $4 \times 4\text{ cm}^2$.

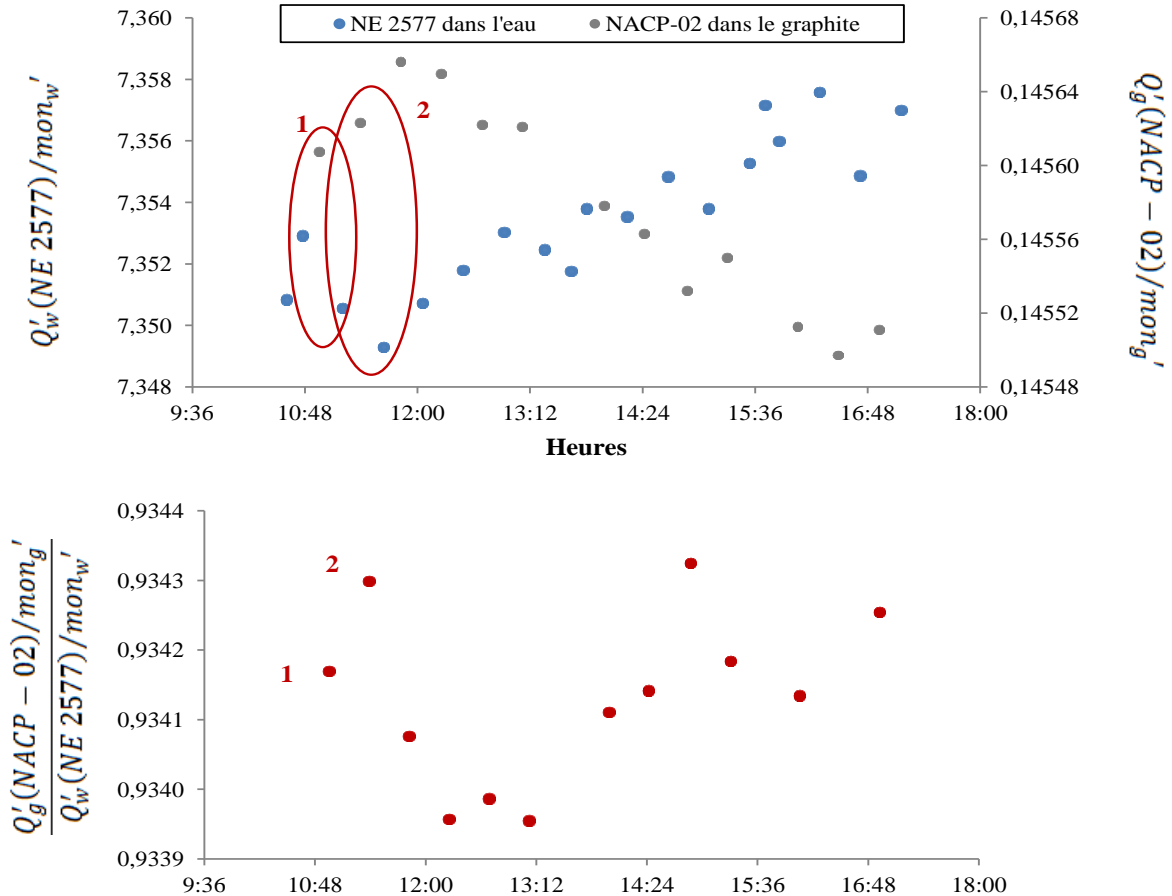


figure V.5_ alternance de mesures dans l'eau et le graphite, exemple du faisceau 12 MV en champ $4 \times 4\text{ cm}^2$.

Le premier graphique (en haut) montre les mesures réalisées dans l'eau et le graphite, normalisées par rapport au moniteur 1. Chaque point de mesure dans le graphite est divisé par la moyenne des deux points de mesure dans l'eau qui l'encadrent. C'est ce rapport qui est présenté dans le second graphique (en bas).

Pour chaque faisceau, entre deux et trois jours de mesures ont été nécessaires. C'est la moyenne de la trentaine de rapports graphite/eau individuels alors obtenue qui est prise comme valeur de $\frac{Q'_g(NACP-02)/mon_g'}{Q'_w(NE\ 2571)/mon_w'}$ et $\frac{Q'_g(NACP-02)/mon_g'}{Q'_w(NE\ 2577)/mon_w'}$. Le test de normalité de Shapiro-Wilk [SHAPIRO, 1965] ayant montré que les rapports ne suivent pas une loi normale pour tous les faisceaux, l'incertitude de type A est prise égale à l'écart-type sur la distribution des rapports individuels.

➤ Résultats

Les résultats sont présentés dans le tableau V.15 en fonction d'une part, du moniteur 1 placé après les mâchoires et d'autre part, du moniteur interne à l'accélérateur. Cela permet de vérifier l'invariance de la réponse du moniteur 1 selon le fantôme situé dans le faisceau. En effet, si l'alternance des deux fantômes entraîne une variation significative de la réponse du moniteur 1, une différence sur les rapports $\frac{Q'_g(NACP-02)/mon_g'}{Q'_w(NE\ 2571)/mon_w'}$ et $\frac{Q'_g(NACP-02)/mon_g'}{Q'_w(NE\ 2577)/mon_w'}$ devrait apparaître suivant le moniteur utilisé.

10 x 10 cm² - NE 2571	6 MV sans cône		6 MV		12 MV	
	<i>moyenne</i>	<i>u_A</i>	<i>moyenne</i>	<i>u_A</i>	<i>moyenne</i>	<i>u_A</i>
Moniteur 1	0,31145	0,019 %	0,30729	0,018 %	0,30072	0,014 %
Moniteur interne	0,31143	0,071 %	0,30731	0,034 %	0,30075	0,042 %
<i>Rapport</i>	<i>1,00005</i>	<i>0,073 %</i>	<i>0,99993</i>	<i>0,039 %</i>	<i>0,99990</i>	<i>0,044 %</i>
4 x 4 cm² - NE 2577	6 MV sans cône		6 MV		12 MV	
	<i>moyenne</i>	<i>u_A</i>	<i>moyenne</i>	<i>u_A</i>	<i>moyenne</i>	<i>u_A</i>
Moniteur 1	0,95749	0,034 %	0,95045	0,023 %	0,93393	0,028 %
Moniteur interne	0,95731	0,064 %	0,95036	0,047 %	0,93395	0,049 %
<i>Rapport</i>	<i>1,00011</i>	<i>0,072 %</i>	<i>1,00010</i>	<i>0,052 %</i>	<i>0,99998</i>	<i>0,057 %</i>

tableau V.15_résultats de l'alternance de mesures ionométriques dans l'eau et le graphite

Les différences observées étant inférieures aux incertitudes-types, on peut considérer comme négligeable l'influence du changement de fantôme sur la réponse du moniteur 1. Les valeurs déterminées en utilisant le moniteur 1 présentent des incertitudes inférieures à celles déterminées en utilisant le moniteur interne à l'accélérateur. Elles seront donc utilisées par la suite. Par ailleurs l'incertitude de type B est évaluée à 0,101 % pour les faisceaux de 6 MV avec et sans cône égalisateur et à 0,097 % pour le faisceau de 12 MV. Elle correspond à l'incertitude de type B sur l'étalonnage d'une chambre d'ionisation [DELAUNAY, 2008 ; LNHB/LMD, 2008].

V.7. Transfert de la dose absorbée dans le graphite à la dose absorbée dans l'eau au moyen de dosimètres de transfert

V.7.1] Dosimétrie de Fricke en champs 10 x 10 cm² et 4 x 4 cm²

À l'aide de dosimétrie de Fricke, nous cherchons à déterminer $\frac{DO_{dos\ w}^{20^\circ C}/mon_w}{Q'_w(NE\ 2571)/mon_w'} \times \frac{Q'_g(NACP-02)/mon_g'}{DO_{dos\ g}^{20^\circ C}/mon_g}$ pour le champ 10 x 10 cm² et $\frac{DO_{dos\ w}^{20^\circ C}/mon_w}{Q'_w(NE\ 2577)/mon_w'} \times \frac{Q'_g(NACP-02)/mon_g'}{DO_{dos\ g}^{20^\circ C}/mon_g}$ pour le champ 4 x 4 cm².

➤ Méthode

Pour chaque qualité de faisceau, 8 journées sont consacrées à la dosimétrie de Fricke : 4 journées dans l'eau et 4 journées dans le graphite. Chaque jour, en moyenne 5 dosimètres de Fricke sont irradiés durant 50 minutes environ.

À l'instar de la calorimétrie graphite, les valeurs mesurées sur une journée sont encadrées par les mêmes mesures ionométriques (TOP matin et TOP soir). Leur moyenne est donc considérée comme une seule mesure. On dispose ainsi de 4 mesures indépendantes dans l'eau et de 4 mesures indépendantes dans le graphite.

Le produit $\frac{DO_{dos\ w}^{20^\circ C}/mon_w}{Q'_w(NE\ 2571)/mon_w'} \times \frac{Q'_g(NACP-02)/mon_g'}{DO_{dos\ g}^{20^\circ C}/mon_g}$ que l'on cherche à déterminer est égal au rapport de la moyenne des 4 mesures dans l'eau sur la moyenne des 4 mesures dans le graphite.

➤ Résultats

Les tableaux suivants présentent les résultats du transfert par dosimétrie de Fricke pour les champs 10 x 10 et 4 x 4 cm². Du fait d'une dispersion importante des mesures, l'incertitude de type A est prise comme étant égale au maximum des incertitudes déterminées d'une part, à partir des écarts-types sur les distributions et d'autre part, à partir des écarts-types sur la moyenne. Les incertitudes de type B sont quant à elles prises comme étant égales à celles associées aux mesures par alternance des deux fantômes (cf. V.6).

$Mon_g = \text{moniteur 1}$ $Mon_w = \text{moniteur 1}$	$\frac{\Delta DO_{dos\ w}^{20^\circ C}/mon_w}{Q'_w(NE\ 2571)/mon_w'} \times \frac{Q'_g(NACP-02)/mon_g'}{\Delta DO_{dos\ g}^{20^\circ C}/mon_g}$	u_A	u_B
10 x 10 cm²			
6 MV sans cône	0,27876	0,343 %	0,101 %
6 MV	0,2797	1,10 %	0,101 %
12 MV	0,2819	0,698 %	0,097 %

tableau V.16_Résultats du transfert graphite-eau par dosimétrie de Fricke pour le champ 10 x 10 cm².

$Mon_g = \text{moniteur 1}$ $Mon_w = \text{moniteur 1}$	$\frac{\Delta DO_{dosi, w}^{20^\circ C} / mon_w}{Q'_w(NE\ 2577) / mon_w} \times \frac{Q'_g(NACP - 02) / mon_g}{\Delta DO_{dosi, g}^{20^\circ C} / mon_g}$	u_A	u_B
4 x 4 cm²			
6 MV sans cône	0,8574	0,643 %	0,101 %
6 MV	0,8582	0,474 %	0,101 %
12 MV	0,8643	0,465 %	0,097 %

 tableau V.17_Résultats du transfert graphite-eau par dosimétrie de Fricke pour le champ 4 x 4 cm².

Au vu de ces résultats, on constate une grande disparité entre les incertitudes de type A des différents faisceaux : de 0,34 % à 1,10 %. Cette disparité est représentative du manque de reproductibilité observé pendant cette étude. Les résultats peuvent changer de manière significative d'un jour à l'autre bien qu'aucun élément important n'ait été modifié en apparence.

Des travaux sont actuellement en cours au LNHB pour améliorer la reproductibilité de cette technique. Une des hypothèses proposées pour expliquer une telle dispersion est le changement de composition chimique des produits utilisés, sans annonce préalable par le fabricant. Par exemple, il s'avère que le sel de Mohr $(NH_4)_2 Fe(SO_4)_2 \cdot 6 H_2O$ utilisé pour préparer la solution de Fricke était pollué en ions Fe^{3+} , élément que l'on cherche à quantifier après irradiation.

V.7.2] Dosimétrie alanine/RPE en champ 2 x 2 cm²

En champ 2 x 2 cm², nous cherchons à déterminer $\frac{(S_{RPE, 20^\circ C\ w}^{moy} - BdF) / mon_w}{Q'_w(A1SL) / mon_w} \times \frac{Q'_g(A1SL) / mon_g}{(S_{RPE, 20^\circ C\ g}^{moy} - BdF) / mon_g}$.

➤ Méthode

Des dosimètres à l'alanine sont irradiés à trois doses différentes, estimées à environ 20, 45 et 70 Gy. Trois dosimètres par dose sont irradiés. Pour les faisceaux de 6 MV sans cône égalisateur et de 12 MV, deux séries de mesures ont été effectuées dans l'eau et dans le graphite (soit 4 jours d'irradiation). Pour le faisceau de 6 MV, une seule série d'irradiation a pu être réalisée (soit deux jours d'irradiation).

D'après le paragraphe III.3.2.3], si on trace les signaux mesurés par RPE en fonction des informations moniteur des irradiations, nous avons :

$$\frac{(S_{RPE, 20^\circ C\ w}^{moy} - BdF) / mon_w}{(S_{RPE, 20^\circ C\ g}^{moy} - BdF) / mon_g} = \frac{pente_w / mon_w}{pente_g / mon_g} \quad \left| \quad V.24 \right.$$

où $pente_w$ est la pente de la droite permettant l'ajustement des points expérimentaux obtenus lors de l'irradiation des dosimètres dans l'eau. Un exemple de cet ajustement est présenté dans la figure V.6.

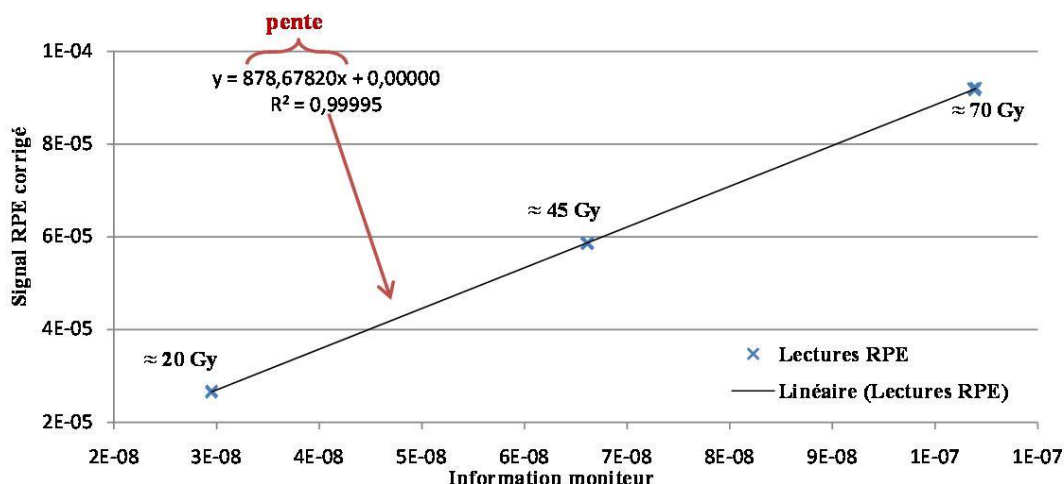


figure V.6_exemple des résultats obtenus lors de l'irradiation de dosimètres à l'alanine à 3 doses différentes (cas du faisceau de 6 MV en champ 2 x 2 cm²- irradiations dans l'eau).

➤ Résultats

Le tableau V.18 présente les résultats obtenus. L'incertitude de type A est calculée à partir des incertitudes sur les pentes. Celles-ci sont déterminées par la méthode des moindres-carrés au moyen du logiciel [ORIGIN®]. Les incertitudes de type B sont prises égales à celles associées aux mesures par alternance des deux fantômes (cf. V.6).

$Mon_w = \text{moniteur interne}$	$\frac{S_{RPE, 20^\circ C w}^{moy}/mon_w}{Q'_w(A1SL)/mon_w} \times \frac{Q'_w(A1SL)/mon_w}{S_{RPE, 20^\circ C g}^{moy}/mon_w}$	u_A	u_B
2 x 2 cm²			
6 MV sans cône	0,8938	0,327 %	0,101 %
6 MV	0,8928	0,354 %	0,101 %
12 MV	0,8963	0,391 %	0,097 %

tableau V.18_Résultats du transfert graphite-eau par dosimétrie de Fricke pour le champ d'irradiation de 2 x 2 cm².

On constate que les incertitudes de type A associées à la dosimétrie alanine sont du même ordre de grandeur pour les trois qualités de faisceau contrairement à la dosimétrie de Fricke pour laquelle les incertitudes étaient très variables. Pour nos mesures, le transfert graphite-eau au moyen des dosimètres à l'alanine paraît donc être plus fiable que le transfert par dosimétrie de Fricke.

Cependant, lorsqu'on étudie les mesures de manière plus détaillée, il apparaît que ces résultats pourraient être améliorés. En effet, les incertitudes-types sur les pentes varient de 0,2 % à 0,8 % et les différences entre les pentes de deux irradiations distinctes mais réalisées dans des conditions identiques vont de 0,1 à 0,5 %. Des irradiations et des lectures supplémentaires devront donc être réalisées pour améliorer la méthode.

Nous venons de présenter l'ensemble des résultats expérimentaux permettant la détermination des coefficients d'étalonnage des chambres NE 2571, NE 2577 et Exradin A1SL en champs 10 x 10, 4 x 4 et 2 x 2 cm² respectivement.

Nous présentons maintenant les résultats obtenus par les simulations Monte Carlo.

V.8. Résultats des simulations Monte Carlo

Les travaux réalisés au moyen du code Monte Carlo PENELOPE sont scindés en deux parties :

- Détermination des caractéristiques énergétiques des électrons primaires incidents sur la cible ;
- Calcul de la dose absorbée dans :
 - o l'absorbeur du calorimètre
 - o dans le dosimètre de transfert placé dans l'eau ou le graphite
 - o dans un volume d'eau.

Ces résultats seront comparés à ceux obtenus au moyen du code EGSnrc.

V.8.1] Première partie : ajustement des paramètres des électrons primaires

Les caractéristiques énergétiques E_0 et $FWHM_E$ du paragraphe II.4.2] ont été déterminées en comparant les rendements en profondeur et les profils de dose mesurés dans l'eau à ceux obtenus au moyen de simulations Monte Carlo.

V.8.1.1] Mesures

Les profils de dose selon les axes Y et Z ont été mesurés à 10 cm de profondeur dans l'eau et à 100 cm de la source au moyen des chambres cylindriques PTW 31010 (champs 10 x 10 et 4 x 4 cm²) et PTW 31014 (champ 2 x 2 cm²).

Les rendements en profondeur sur l'axe X (axe du faisceau) ont été mesurés au moyen d'une chambre plate NACP-02 pour les champs 10 x 10 et 4 x 4 cm². En champ 2 x 2 cm², c'est la chambre Exradin A1SL qui a été utilisée. La face d'entrée du fantôme d'eau est placée à 90 cm de la source.

Les rendements en profondeur et les profils de dose selon l'axe Z sont présentés sur la page suivante (figure V.7, figure V.8 et figure V.9). L'incertitude sur les mesures est d'environ 0,1 %.

On constate que:

- Quelle que soit l'énergie nominale du faisceau, l'atténuation en profondeur est d'autant plus importante que la taille du champ diminue. Ceci est en accord avec les valeurs de $TPR_{20,10}$ mesurées dans le paragraphe V.3.

- Le faisceau de 6 MV sans cône égalisateur étant moins pénétrant que le faisceau de 6 MV avec cône, l'énergie moyenne du premier est inférieure à l'énergie moyenne du dernier. Ceci est également en accord avec les valeurs de $TPR_{20,10}$ mesurées.
- Le rôle d'homogénéisation de la dose du cône égalisateur est notable lorsque l'on compare les profils de dose mesurés en champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pour les faisceaux de 6 MV avec et sans cône égalisateur.

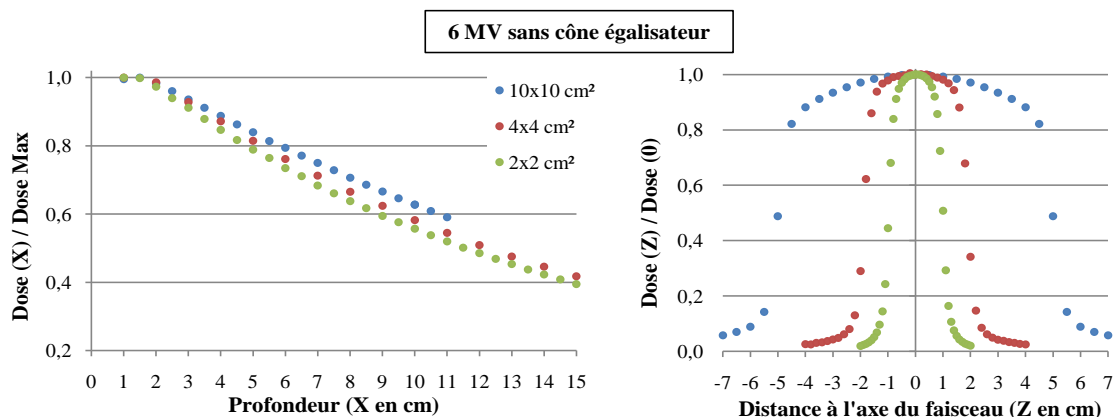


figure V.7_rendements en profondeur sur l'axe du faisceau et profil de dose selon l'axe Z pour le faisceau de 6 MV sans cône égalisateur en champs 10×10 , 4×4 et $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

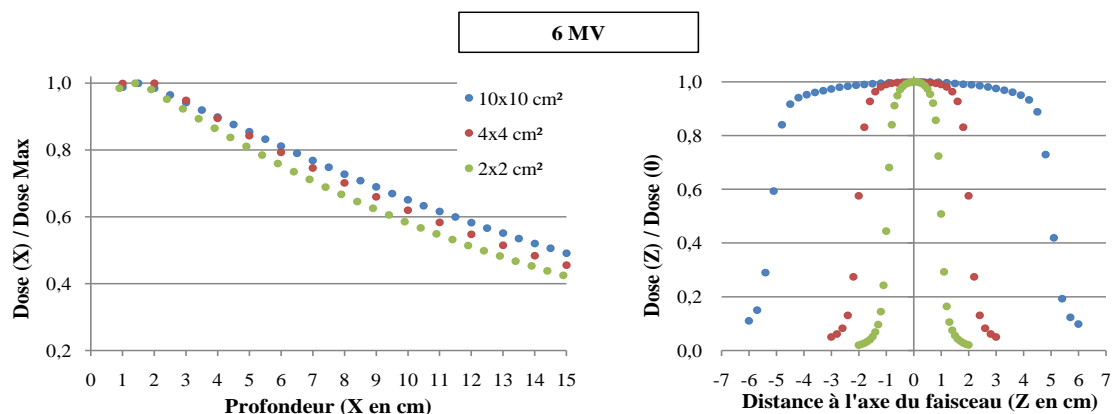


figure V.8_rendements en profondeur sur l'axe du faisceau et profil de dose selon l'axe Z pour le faisceau de 6 MV en champs 10×10 , 4×4 et $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

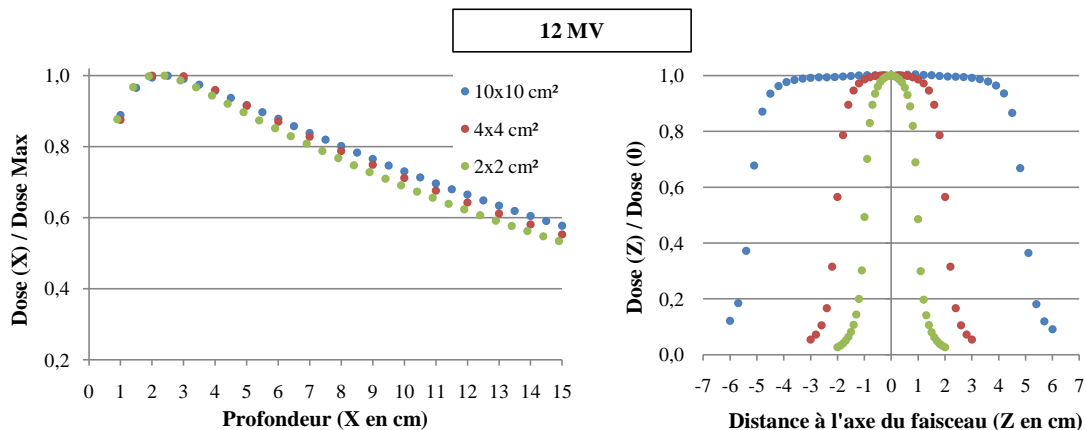


figure V.9_rendements en profondeur sur l'axe du faisceau et profil de dose selon l'axe Z pour le faisceau de 12 MV en champs 10×10 , 4×4 et $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

V.8.1.2] Simulations Monte Carlo au moyen du code Monte Carlo PENELOPE

➤ 1^{ère} étape : transport des particules dans la tête d'irradiation

Le tableau V.19 résume les paramètres de simulation utilisés pour le transport des particules depuis la fenêtre de sortie jusqu'au plan d'espace des phases situé à 90 cm de la face d'entrée de la cible. L'influence de la valeur de ces paramètres sur le résultat n'a pas été évaluée au cours de cette étude. Les valeurs ont été choisies à partir des travaux de Léone Blazy Aubignac [BLAZY-AUBIGNAC, 2007] et des recommandations des concepteurs du code [SALVAT, 2003]. L'annexe B contient la définition des termes C1, C2, Wcc, Wcr et DSMAX. Ces derniers sont associés au transport des électrons et des positons.

Transport des particules dans la tête d'irradiation	Champs 10 x 10 et 4 x 4 cm ²	Champ 2 x 2 cm ²
C1 ; C2	0,10	0,05
Wcc (keV)	10	10
Wcr (keV)	50	10
Énergies de coupure (keV) : (e-, photons, e+)	6 MV (500, 20, 500) 12 MV (1000, 50, 1000)	6 MV (500, 10, 500) 12 MV (1000, 10, 1000)
DSMAX	DSMAX fenêtre de sortie : 1/20 ^{ème} la dimension minimale. DSMAX autres éléments : automatique	

tableau V.19_Paramètres de simulation utilisés pour le transport des particules dans la tête d'irradiation, au moyen du code Monte Carlo PENELOPE.

Il est à noter que des techniques de réduction de variance ont été employées lors de ces simulations :

- La mise en œuvre des **interactions forcées** pour le rayonnement de freinage dans la cible permet d'augmenter la production de photons, sans augmenter le « poids » total des particules.
- La **roulette russe et le splitting** des particules sont utilisées conjointement pour éliminer les photons ayant peu de chance d'atteindre le fantôme d'eau (roulette russe) tout en favorisant ceux qui se dirigent vers le fantôme d'eau (splitting). Le « poids » total des particules demeure inchangé.

Le tableau V.20 indique le nombre total de particules primaires suivies pour chaque qualité de faisceau. Les mêmes dosimètres étant utilisés pour les champs 10 x 10 et 4 x 4 cm², un nombre identique de particules primaires sont simulées pour ces deux champs d'irradiation. Par contre, un nombre plus important de particules est suivi en champ 2 x 2 cm² du fait des petites dimensions des dosimètres.

NPRIM	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
10 x 10 cm ²	2.10 ⁸	6 10 ⁸	3 10 ⁸
4 x 4 cm ²	2.10 ⁸	6 10 ⁸	3 10 ⁸
2 x 2 cm ²	6.10 ⁸	1,2 10 ⁹	6 10 ⁸

tableau V.20 _nombre total d'électrons primaires simulés pour chaque qualité de faisceau.

➤ **seconde étape : transport des particules dans la cuve à eau**

Dans la seconde étape, les particules présentes dans le plan d'espace des phases sont simulées dans la cuve à eau afin de calculer les rendements en profondeur et les profils de dose dans l'eau. Les paramètres de simulations associés à cette simulation sont résumés dans le tableau V.21. Deux techniques de réduction de variance sont utilisées :

- La **méthode des quadrants** tire partie de la symétrie de la tête d'irradiation pour réduire l'incertitude statistique associée à la dose absorbée d'un facteur 2. Pour cela, le nombre de particules de l'espace des phases est multiplié par un facteur 4 en considérant, pour chaque particule de coordonnées (y, z, u, v), ses symétriques (-y, z, -u, v), (y, -z, u, -v), (-y, -z, -u, -v) avec u et v les cosinus directeurs suivants (*Oy*) et (*Oz*).
- Dans le cadre du **splitting**, chaque photon de l'espace de phase est divisé en « NSPLIT » particules identiques dont le poids est égal au poids du photon initial divisé par NSPLIT. En champs 10 x 10 et 4 x 4 cm², la valeur de NSPLIT est limitée à 10. Elle est prise égale à 40 pour le champ 2 x 2 cm² car le nombre de particules primaires suivies n'était pas suffisant pour avoir une statistique satisfaisante.

Calcul des profils de dose et du rendement en profondeur dans l'eau	Champs 10 x 10 et 4 x 4 cm ²	Champ 2 x 2 cm ²
C1 ; C2	0,15 ; 0,10	0,05
Wcc (keV)	5	
Wcr (keV)	5	
Énergies de coupure (keV) (e-, photons, e+)	50, 5, 50	
DSMAX	automatique	
NSPLIT	NSPLIT=10	NSPLIT=40

tableau V.21 _Paramètres de simulation utilisés pour le transport des particules dans la cuve à eau.

V.8.1.3] Résultats

Plusieurs valeurs d'énergie moyenne E_0 et de largeur à mi-hauteur en énergie $FWHM_E$ ont été testées pour chaque qualité de faisceau. Les paramètres finalement choisis pour le code Monte Carlo PENELOPE sont indiqués dans le tableau V.22.

Caractéristiques énergétiques des électrons primaires	6 MV sans cône		6 MV		12 MV	
	E_0	$FWHM_E$	E_0	$FWHM_E$	E_0	$FWHM_E$
$10 \times 10 \text{ cm}^2$	6 MeV	450 keV	6 MeV	450 keV	12 MeV	450 keV
$4 \times 4 \text{ cm}^2$	6 MeV	450 keV	6 MeV	450 keV	11 MeV	450 keV
$2 \times 2 \text{ cm}^2$	6,5 MeV	450 keV	6,25 MeV	450 keV	12 MeV	450 keV

tableau V.22_ Caractéristiques énergétiques des électrons primaires retenues comme jeux de données de référence pour le code Monte Carlo PENELOPE.

Les figures de la page suivante (figure V.10, figure V.11 et figure V.12) présentent la comparaison des rendements en profondeur et des profils de dose mesurés et obtenus par simulations Monte Carlo, en champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$, pour les paramètres énergétiques retenus.

Pour les rendements en profondeur, l'incertitude statistique des simulations Monte Carlo est de l'ordre de 0,5 % à un écart-type. Pour les profils de dose, les incertitudes statistiques sont du même ordre sur la partie centrale des profils mais atteignent quelques pourcents en dehors du champ d'irradiation.

➤ **Discussion pour les rendements en profondeur**

Les rendements en profondeur ayant été mesurés avec une chambre cylindrique, les écarts entre simulations et mesures sont étudiés uniquement après le maximum de dose. L'échantillonnage des distributions de dose mesurées et obtenues par simulations Monte Carlo étant différent, nous avons calculé le rapport simulations/mesures uniquement pour certains points. Dans la zone d'atténuation située après le maximum de dose, l'écart entre mesures et simulations ne dépasse pas 1 %.

Pour avoir une évaluation globale de l'accord entre les simulations et les mesures nous avons déterminé le coefficient d'atténuation correspondant à chacun des rendements en profondeur en ajustant les points situés après le maximum de dose par une fonction de type $a \cdot e^{-\mu x}$ où μ est le coefficient d'atténuation linéique.

Les résultats obtenus sont présentés dans le tableau V.23.

Coefficient d'atténuation μ	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
Mesures	0,06944 cm ⁻¹	0,06397 cm ⁻¹	0,05139 cm ⁻¹
Simulations	0,06969 cm ⁻¹	0,06413 cm ⁻¹	0,05133 cm ⁻¹
Rapport	1,0035	1,0026	0,9988

tableau V.23 _comparaison, en champ 2 x 2 cm², des coefficients d'atténuation linéique déterminés à partir des rendements en profondeur mesurés et calculés par simulations Monte Carlo.

Cette comparaison nous a permis de constater le bon accord entre les rendements en profondeur mesurés et ceux calculés par simulations Monte Carlo.

➤ Discussion concernant les profils de dose

Pour le champ 2 x 2 cm², nous avons calculé le rapport simulations/mesures pour les points situés entre - 0,5 et 0,5 cm. Dans cette zone de faible gradient de dose, l'écart entre mesures et simulations ne dépasse pas 0,9 %. Pour les points situés dans les zones de fort gradient de dose, des écarts de plusieurs pourcents sont observés. Ils ne remettent pas en cause les paramètres de modélisation choisis puisque dans les zones de fort gradient de dose, une erreur de positionnement de 1 mm peut être responsable d'une variation de la dose de plusieurs pourcents. De plus, les mesures correspondent à des courants et non à des doses. Ainsi, les variations du coefficient d'étalonnage de la chambre dans les zones de fort gradient ne sont pas prises en compte.

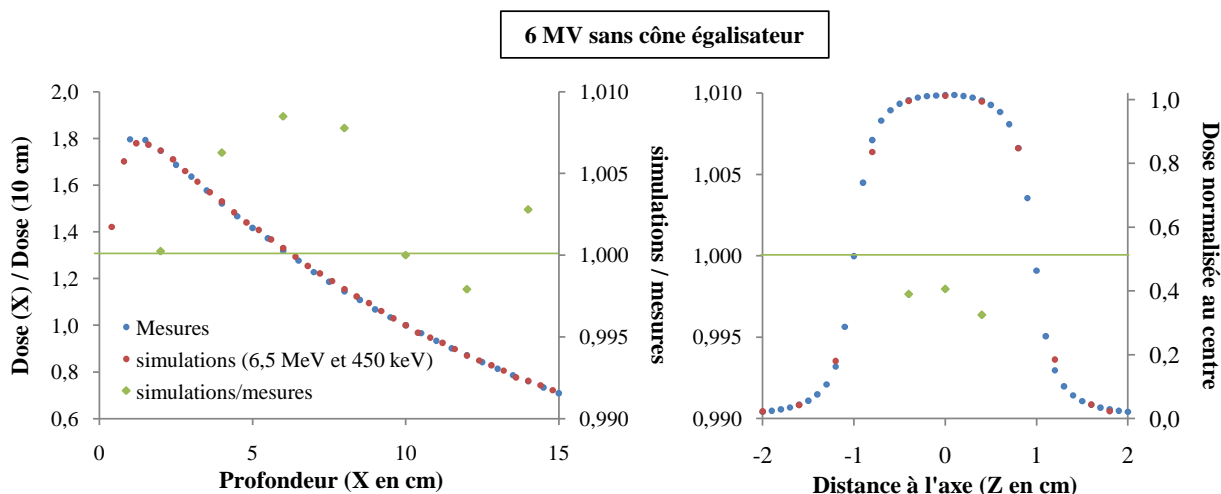


figure V.10 _comparaison des distributions de dose mesurées et calculées pour le faisceau de 6 MV sans cône égalisateur, en champ 2 x 2 cm².

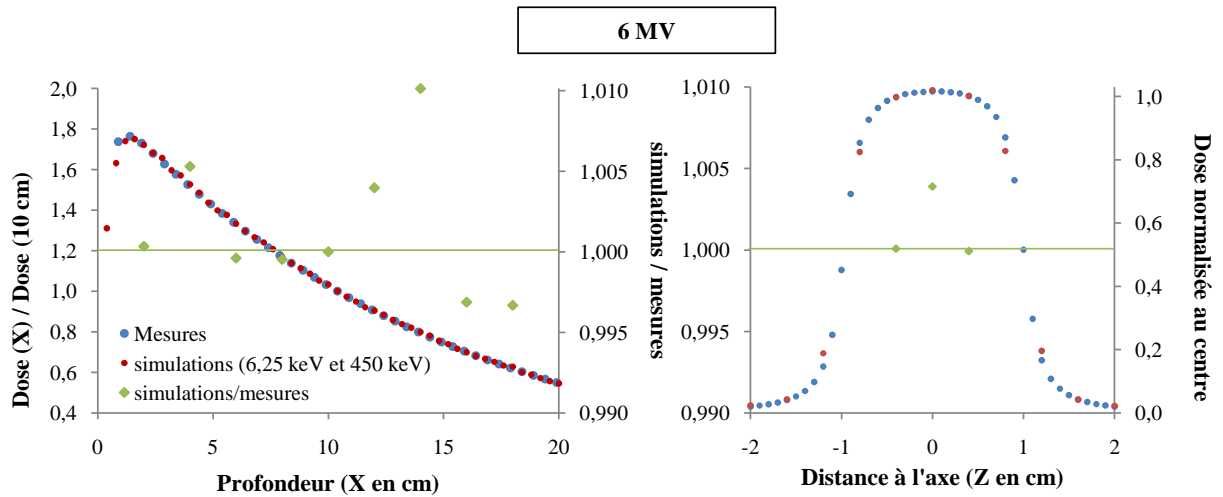


figure V.11_comparaison des distributions de dose mesurées et calculées pour le faisceau de 6 MV, en champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

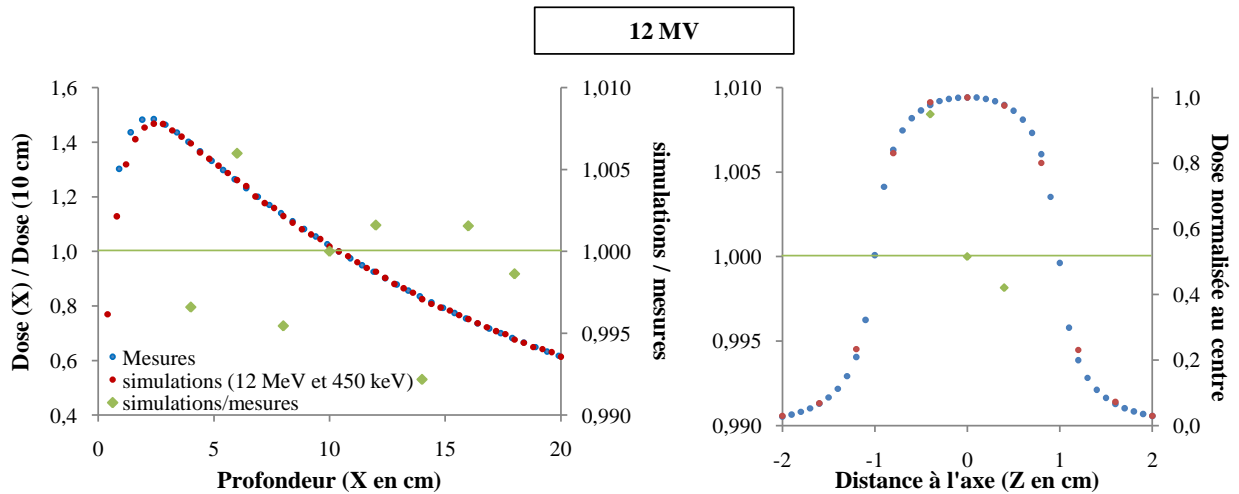


figure V.12_comparaison des distributions de dose mesurées et calculées pour le faisceau de 12 MV, en champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

V.8.2] Seconde partie : calculs de dose dans les dosimètres

Les plans d'espace des phases générés à partir des paramètres du tableau V.22 sont utilisés comme point de départ pour le calcul de la dose absorbée dans :

- l'absorbeur du calorimètre graphite,
- la partie sensible des dosimètres de transfert dans l'eau et le graphite,
- le volume d'eau placé dans l'eau.

Le volume d'eau est un cylindre plat dont les dimensions externes sont du même ordre de grandeur que celles de l'absorbeur du calorimètre graphite.

Les paramètres de simulations sont identiques à ceux utilisés lors du calcul des rendements en profondeur et profils de dose à l'exception du paramètre DS MAX qui est fixé à $1/20^{\text{ème}}$ de la dimension minimale

pour les volumes sensibles des dosimètres et pour les parois des dosimètres de Fricke et des dosimètres à l'alanine.

Le tableau V.24 et le tableau V.25 présentent les résultats obtenus pour les rapports $\frac{[D_w]_{MC}}{[D_{abs}]_{MC}}$ et $\frac{[D_{Tr w}]_{MC}}{[D_{Tr g}]_{MC}}$.

Les résultats des codes PENELOPE et EGSnrc sont comparés. Les incertitudes mentionnées sont des incertitudes de type A à un écart-type, calculées par les codes Monte Carlo (écarts-types sur la moyenne).

➤ **Résultats pour le rapport $\frac{[D_w]_{MC}}{[D_{abs}]_{MC}}$ (tableau V.24)**

$\frac{[D_w]_{MC}}{[D_{abs}]_{MC}}$				
	PENELOPE	EGSnrc	rapport PEN/EGS	moyenne pondérée
10 x 10 cm²- GR9				
6 MV sans cône	0,9902 0,45 %	0,9958 0,38 %	0,9944 0,59 %	0,9935 0,29 %
6 MV	1,0103 0,39 %	1,0147 0,18 %	0,9957 0,43 %	1,0139 0,16 %
12 MV	1,0513 0,32 %	1,0490 0,16 %	1,0021 0,36 %	1,0495 0,14 %
4 x 4 cm² - GR9				
6 MV sans cône	0,9843 0,40 %	0,9858 0,33 %	0,9985 0,52 %	0,9852 0,26 %
6 MV	0,9975 0,36 %	1,0004 0,24 %	0,9971 0,43 %	0,9995 0,20 %
12 MV	1,0293 0,34%	1,0333 0,26 %	0,9961 0,43 %	1,0319 0,20 %
2 x 2 cm² - GR10				
6 MV sans cône	0,9866 0,38 %	0,9946 0,18 %	0,9919 0,42 %	
6 MV	0,9963 0,38 %	1,0041 0,16%	0,9922 0,43 %	
12 MV	1,0040 0,28%	1,0106 0,14 %	0,9935 0,31 %	

– **tableau V.24_rapport $\frac{[D_w]_{MC}}{[D_{abs}]_{MC}}$ calculé par simulations Monte Carlo avec les codes PENELOPE et EGS**

Pour les champs 10 x 10 et 4 x 4 cm², les résultats des deux codes sont en accord à un écart-type. La valeur utilisée lors du calcul des coefficients d'étalonnage sera la moyenne pondérée entre PENELOPE et EGSnrc.

En revanche, en champ 2 x 2 cm², les résultats PENELOPE et EGSnrc sont en désaccord. Cette différence traduit peut-être la différence de traitement des électrons par les deux codes. En effet, en champ 2 x 2 cm² il n'y a plus d'équilibre électronique latéral, ainsi la dose absorbée dépend fortement des électrons.

Nous avons choisi de conserver les résultats obtenus avec le code EGSnrc et ce, pour les raisons suivantes :

- l'augmentation du paramètre NSPLIT dans le code PENELOPE a pu entraîner un biais dans les simulations,
- Pour un calcul dosimétrique donné, les résultats des N/x simulations parallélisées sont stables avec le code EGSnrc (généralement, moins de 0,1 % d'écart) mais le sont beaucoup moins avec le code PENELOPE (jusque 1 % d'écart).

➤ **Résultats pour le rapport $\frac{[D_{Tr w}]_{MC}}{[D_{Tr g}]_{MC}}$** (tableau V.25)

$\frac{[D_{Tr w}]_{MC}}{[D_{Tr g}]_{MC}}$				
	PENELOPE	EGSnrc	rapport PEN/EGS	moyenne pondérée
10 x 10 cm² - Fricke				
6 MV sans cône	0,8844 0,33 %	0,8924 0,26 %	0,9910 0,42 %	0,8892 0,20 %
6 MV	0,9043 0,28 %	0,9066 0,17 %	0,9974 0,32 %	0,9060 0,14 %
12 MV	0,9286 0,23 %	0,9316 0,14 %	0,9968 0,27 %	0,9308 0,12 %
4 x 4 cm² - Fricke				
6 MV sans cône	0,8849 0,32 %	0,8872 0,24 %	0,9975 0,41 %	0,8863 0,20 %
6 MV	0,8953 0,28 %	0,8990 0,20 %	0,9959 0,34 %	0,8978 0,16 %
12 MV	0,9178 0,27%	0,9180 0,20 %	0,9998 0,34 %	0,9179 0,16 %
2 x 2 cm² - Alanine				
6 MV sans cône	0,8878 0,43 %	0,8895 0,20 %	0,9982 0,47 %	0,8892 0,18 %
6 MV	0,8986 0,43 %	0,8963 0,18%	1,0026 0,46 %	0,8967 0,16 %
12 MV	0,8890 0,32 %	0,8915 0,15 %	0,9972 0,35%	0,8910 0,13%

➤ **tableau V.25_rapport $\frac{[D_{Tr w}]_{MC}}{[D_{Tr g}]_{MC}}$ calculé par simulations Monte Carlo avec les codes PENELOPE et EGS**

Excepté pour le faisceau de 6 MV sans cône égalisateur en champ 10 x 10 cm², les résultats des deux codes sont en accord à un écart-type (à 0,1 % près) quelle que soit la qualité du faisceau ou la taille du champ d'irradiation. La valeur utilisée lors du calcul des coefficients d'étalonnage sera donc la moyenne pondérée entre PENELOPE et EGSnrc.

Par ailleurs, on ajoutera à l'incertitude de type A, **une incertitude de type B estimée à 0,20 %** afin de prendre en compte les incertitudes sur les modèles de diffusion et sur les valeurs des sections efficaces intégrées aux codes.

V.9. Calcul de $k_{vol\ à\ ponct}$

Dans ce chapitre, nous avons déterminé la quasi-totalité des éléments nécessaires à la réalisation des références en termes de dose absorbée dans l'eau. Il reste à calculer le facteur $k_{vol\ à\ ponct}$ permettant de passer de la dose absorbée dans le volume d'eau modélisé lors des simulations Monte Carlo à la dose au point de référence C (cf. II.2.2.2]). Le volume d'eau étant un cylindre plat, ce facteur a été déterminé au moyen de la méthode permettant de calculer le facteur de correction de profil pour les chambres plates (cf. V.4.3.2]).

Les résultats sont présentés dans le tableau V.26. On associe à ces valeurs une incertitude de type A de 0,077 % et une incertitude de type B de 0,020 %. Ces incertitudes sont identiques à celles associées aux facteurs de corrections de profil (cf. V.4.3.5]).

$k_{vol\ à\ ponct}$	$10\ x\ 10\ cm^2$	$4\ x\ 4\ cm^2$	$2\ x\ 2\ cm^2$
6 MV sans cône	1,0036	1,0060	1,0032
6 MV	1,0011	1,0053	1,0038
12 MV	0,9981	1,0054	1,0056

tableau V.26_valeurs de $k_{vol\ à\ ponct}$ pour les faisceaux étudiés.

Les différentes données obtenues par les calculs et les mesures vont maintenant nous permettre d'établir les références dosimétriques dans le chapitre suivant.

Chapitre VI

Références dosimétriques en champs 10 x 10, 4 x 4 et 2 x 2 cm² : comparaison et discussion

Dans les chapitres précédents, nous avons décrit l'ensemble des éléments utiles à l'établissement des références dosimétriques, et plus précisément, au calcul des coefficients d'étalonnage des chambres d'ionisation de référence en termes de dose absorbée dans l'eau. Ces coefficients sont déterminés à partir d'une mesure par calorimétrie graphite suivie d'un transfert graphite-eau réalisé soit directement par simulation Monte Carlo, soit au moyen d'un dosimètre de transfert.

Dans ce chapitre, nous déterminerons les coefficients d'étalonnage des chambres de référence pour les champs d'irradiation de 10 x 10, 4 x 4 et 2 x 2 cm² au moyen des deux méthodes proposées. Ensuite nous commenterons les résultats obtenus en répondant à deux questions :

- Le $TPR_{20,10}$ est-il l'indice de qualité adapté à la dosimétrie de référence pour des dimensions variables de champs d'irradiation ?
- Quelle est l'erreur commise si l'on utilise le coefficient d'étalonnage de la chambre Exradin A1SL établi en champ 10 x 10 cm² pour des mesures en champs 4 x 4 et 2 x 2 cm² ?

Pour tous les résultats, l'incertitude-type est calculée à partir de la loi de propagation des incertitudes pour des variables indépendantes. Elle est donnée pour un degré de confiance de 68 % (cf. V.2.3)].

VI.1. Détermination des coefficients d'étalonnage en champs 10 x 10, 4 x 4 et 2 x 2 cm²

VI.1.1] Méthode

Les résultats décrits dans les chapitres précédents permettent de déterminer les coefficients d'étalonnage suivants :

- Coefficients d'étalonnage de la chambre NE 2571 en champ 10 x 10 cm² ;
- Coefficients d'étalonnage de la chambre NE 2577 en champ 4 x 4 cm² ;
- Coefficients d'étalonnage de la chambre Exradin A1SL en champ 2 x 2 cm².

Dans le but de comparer les coefficients d'étalonnage de la chambre A1SL pour les trois dimensions de champs d'irradiation, nous avons étalonné cette chambre par rapport à la chambre NE 2571 en champ 10 x 10 cm² et par rapport à la chambre NE 2577 en champ 4 x 4 cm². Nous avons également étalonné la chambre NE 2577 en champ 10 x 10 cm² à partir du coefficient d'étalonnage de la chambre NE 2571.

La formule utilisée pour ces étalonnages est la suivante :

$$N_{Dw}(CI) = N_{Dw}(Ref) \times \frac{Q'_w(Ref)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{Ref w}}{Q'_w(CI)/mon_w' \times (k_s k_{pol} k_{prof})_{CI w}} \quad \text{VI.1}$$

où :

- *Ref* est la chambre d'ionisation de référence pour laquelle le coefficient d'étalonnage est déjà connu ;
- *CI* est la chambre d'ionisation que l'on souhaite étalonner.

Un tel étalonnage requiert la mesure des facteurs de correction de recombinaison, de polarité et de profil et la mesure du rapport des charges collectées par les deux chambres. Ce rapport est mesuré comme suit :

- 5 mesures de charges avec la chambre *Ref* ;
- 5 mesures avec la chambre *CI* ;
- 5 mesures avec la chambre *Ref*.

L'incertitude de type A à un écart-type associée à ce rapport est égale à 0,10 %. Elle a été déterminée à partir de l'étude statistique de la dérive entre la première et la dernière série de mesures réalisées avec la chambre *Ref*, et ce à partir des 37 transferts effectués au cours de ce travail de recherche.

L'incertitude de type B à un écart-type associée au rapport des charges est de 0,101 % pour les faisceaux de 6 MV et de 0,097 % pour le faisceau de 12 MV [DELAUNAY, 2008 ; LNHB/LMD, 2008].

VI.1.2] Résultats

Nous présentons ici les résultats obtenus en utilisant le transfert direct par simulations Monte Carlo et le transfert expérimental au moyen d'un dosimètre.

Le tableau VI.1 regroupe les coefficients d'étalonnage et les incertitudes-types pour les chambres d'ionisation NE 2571, NE 2577 et Exradin A1SL dans les faisceaux adaptés à leur taille. Les coefficients d'étalonnage de ces chambres déterminé par la méthode directe dans un faisceau de ⁶⁰Co en champ 10 x 10 cm² sont également donnés [DELAUNAY, 2011].

$N_{D,w}(Ref_w, C, t)$	⁶⁰ Co	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
Exradin A1SL n°100988 (+150 V)				
10 x 10 cm²				
méthode directe	5,251.10 ⁸ (0,29 %)	5,205.10 ⁸ (0,48 %)	5,192.10 ⁸ (0,42 %)	5,130.10 ⁸ (0,41 %)
dosimétrie de Fricke	/	5,240.10 ⁸ (0,61 %)	5,220.10 ⁸ (1,3 %)	5,159.10 ⁸ (0,85 %)
4 x 4 cm²				
méthode directe	/	5,183.10 ⁸ (0,49 %)	5,165.10 ⁸ (0,46 %)	5,116.10 ⁸ (0,46 %)
dosimétrie de Fricke	/	5,237.10 ⁸ (0,82 %)	5,194.10 ⁸ (0,67 %)	5,158.10 ⁸ (0,66 %)
2 x 2 cm²				
méthode directe	/	5,205.10 ⁸ (0,38 %)	5,188.10 ⁸ (0,34 %)	5,115.10 ⁸ (0,33 %)
dosimétrie alanine	/	5,232.10 ⁸ (0,52 %)	5,165.10 ⁸ (0,50 %)	5,143.10 ⁸ (0,52 %)
NE 2577 n°247/1 (+300 V)				
10 x 10 cm²				
méthode directe	1,3947.10 ⁸ (0,29 %)	1,3807.10 ⁸ (0,48 %)	1,3770.10 ⁸ (0,42 %)	1,3595.10 ⁸ (0,41 %)
dosimétrie de Fricke	/	1,3899.10 ⁸ (0,61 %)	1,3846.10 ⁸ (1,3 %)	1,3671.10 ⁸ (0,85 %)
4 x 4 cm²				
méthode directe	/	1,3783.10 ⁸ (0,45 %)	1,3723.10 ⁸ (0,41 %)	1,3575.10 ⁸ (0,41 %)
dosimétrie de Fricke	/	1,3926.10 ⁸ (0,80 %)	1,3801.10 ⁸ (0,64 %)	1,3686.10 ⁸ (0,62 %)
NE 2571 n°2791 (+300 V)				
10 x 10 cm²				
méthode directe	4,503.10 ⁷ (0,29 %)	4,463.10 ⁷ (0,43 %)	4,452.10 ⁷ (0,36 %)	4,397.10 ⁷ (0,35 %)
dosimétrie de Fricke	/	4,493.10 ⁷ (0,57 %)	4,477.10 ⁷ (1,2 %)	4,422.10 ⁷ (0,83 %)

tableau VI.1_ coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau, déterminés à partir de la méthode directe et à partir du transfert expérimental, pour de l'air à 20°C, 1013,25 hPa et 0 % d'humidité relative.

Dans le domaine de la dosimétrie pour la radiothérapie, le coefficient d'étalonnage d'une chambre d'ionisation dans un faisceau d'accélérateur linéaire est souvent comparé au coefficient d'étalonnage de cette chambre dans un faisceau de ⁶⁰Co. Le facteur associé à cette comparaison est le **facteur de correction de la qualité du faisceau**. Il est appelé k_Q et est calculé de la manière suivante :

$$k_Q(Ref) = \frac{N_{D,w,Q}(Ref)}{N_{D,w,^{60}Co}(Ref)} \quad \text{VI.2}$$

où :

- $N_{D,w,Q}(Ref)$ est le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation pour le faisceau de qualité Q , dans les conditions de référence ;

- $N_{Dw,^{60}Co}(Ref)$ est le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation déterminé dans un faisceau de ⁶⁰Co, dans les conditions de référence.

Nous avons étendu cette définition à des champs d'irradiation de dimension quelconque de la manière suivante :

$$k'_Q(Ref - champ X \times X cm^2) = \frac{N_{Dw,Q}(Ref - champ X \times X cm^2)}{N_{Dw,^{60}Co}(Ref - champ 10 \times 10 cm^2)} \quad \text{VI.3}$$

Les résultats obtenus pour nos chambres de référence dans les faisceaux étudiés sont présentés dans le tableau VI.2.

k'_Q	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
Exradin A1SL n°100988 (+150 V)			
10 x 10 cm²			
méthode directe	0,9913 (0,57 %)	0,9887 (0,51 %)	0,9770 (0,50 %)
dosimétrie de Fricke	0,9979 (0,68 %)	0,994 (1,3 %)	0,9824 (0,90 %)
4 x 4 cm²			
méthode directe	0,9871 (0,57 %)	0,9835 (0,55 %)	0,9744 (0,54 %)
dosimétrie de Fricke	0,9973 (0,87 %)	0,9891 (0,73 %)	0,9824 (0,72 %)
2 x 2 cm²			
méthode directe	0,9912 (0,48 %)	0,9879 (0,45 %)	0,9741 (0,44 %)
dosimétrie alanine	0,9964 (0,59 %)	0,9837 (0,58 %)	0,9793 (0,59 %)
NE 2577 n°247/1 (+300 V)			
10 x 10 cm²			
méthode directe	0,9900 (0,57 %)	0,9873 (0,51 %)	0,9748 (0,50 %)
dosimétrie de Fricke	0,9966 (0,68 %)	0,993 (1,3 %)	0,9802 (0,90 %)
4 x 4 cm²			
méthode directe	0,9883 (0,54 %)	0,9840 (0,51 %)	0,9733 (0,50 %)
dosimétrie de Fricke	0,9985 (0,85 %)	0,9895 (0,70 %)	0,9813 (0,69 %)
NE 2571 n°2791 (+300 V)			
10 x 10 cm²			
méthode directe	0,9911 (0,52 %)	0,9887 (0,46 %)	0,9765 (0,45 %)
dosimétrie de Fricke	0,9977 (0,64 %)	0,994 (1,3 %)	0,9819 (0,88 %)

tableau VI.2. facteurs de correction de la qualité de faisceau k'_Q (méthode directe et transfert expérimental).

VI.2. Comparaison des méthodes de transfert graphite-eau

VI.2.1] Équations

Pour les champs 10 x 10 et 4 x 4 cm², l'équation permettant la comparaison du transfert direct par simulations Monte Carlo et du transfert expérimental est la suivante (cf. II.2.4.2], V.1.3] et V.4.1]):

$$\frac{[D_{Fricke\ w}]_{MC}}{[D_{Fricke\ g}]_{MC}} = \left[\frac{\Delta DO_{dosi\ w}^{20^\circ C}/mon_w}{Q'_w(Ref_w)/mon_w'} \right] \left[\frac{Q'_g(Ref_g)/mon_g'}{\Delta DO_{dosi\ g}^{20^\circ C}/mon_g} \right] \left[\frac{Q'_w(Ref_w)/mon_w'}{Q'_g(Ref_g)/mon_g'} \right] k_{rapport}^w k_{rapport}^g \quad \text{VI.4}$$

En champ 2 x 2 cm², le transfert expérimental a été réalisé au moyen de dosimètres à l'alanine. L'équation de comparaison associée est :

$$\frac{[D_{alanine\ w}]_{MC}}{[D_{alanine\ g}]_{MC}} = \left[\frac{(S_{RPE, 20^\circ C, w}^{moy} - BdF)/mon_w}{Q'_w(Ref)/mon_w'} \right] \left[\frac{Q'_w(Ref)/mon_w'}{(S_{RPE, 20^\circ C, g}^{moy} - BdF)/mon_g} \right] \quad \text{VI.5}$$

VI.2.2] Résultats

Dans le tableau VI.3 (cf. page suivante) nous présentons les valeurs et les incertitudes-types relatives pour le terme numérique (à gauche du signe « = ») et le terme expérimental (à droite du signe « = ») des équations VI.4 et VI.5. Le rapport de ces deux termes est également calculé et représenté sur la figure VI.1 (cf. page suivante). Si ce rapport est égal à 1 aux incertitudes près, alors le transfert par simulations Monte Carlo est compatible au transfert expérimental.

VI.2.3] Discussion

Le transfert réalisé directement au moyen de simulations Monte Carlo est compatible au transfert expérimental à un écart-type près (degré de confiance de 68 %) pour le faisceau de 6 MV quelle que soit la taille du champ d'irradiation.

Pour les autres faisceaux, **les deux transferts ne sont pas tous compatibles à un écart-type mais le sont à deux écarts-types**. Pour ces faisceaux, le rapport $\frac{D_{transfert\ w}}{D_{transfert\ g}}$ calculé par simulations Monte Carlo semble être sous-estimé par rapport à celui déterminé expérimentalement.

Néanmoins, cela ne signifie pas que les résultats du transfert direct soient inexacts. En effet, des doutes existent au niveau des transferts expérimentaux :

- La dispersion importante observée lors de l'utilisation de la dosimétrie de Fricke jette le doute sur l'exactitude des résultats obtenus (cf. V.7.1)] ;

- Concernant la dosimétrie par RPE/alanine, les incertitudes sur les pentes (de 0,2 % à 0,8 %) et les différences entre les pentes de deux irradiations distinctes mais réalisées dans des conditions identiques (de 0,1 à 0,5 %) montrent que des travaux supplémentaires doivent être menés afin de valider l'utilisation de cette technique comme dosimètre de transfert (V.7.2)].

$\frac{D_{transfert\ w}}{D_{transfert\ g}}$	Transfert par simulations MC	Transfert expérimental	Expérimental/MC
10 x 10 cm²- Fricke			
6 MV sans cône	0,8892 (0,29 %)	0,8951 (0,40 %)	1,0065 (0,49 %)
6 MV	0,9060 (0,25 %)	0,910 (1,2 %)	1,005 (1,2 %)
12 MV	0,9308 (0,24 %)	0,9376 (0,73 %)	1,0073 (0,76 %)
4 x 4 cm²-Fricke			
6 MV sans cône	0,8863 (0,33 %)	0,8954 (0,68 %)	1,0103 (0,75 %)
6 MV	0,8978 (0,29 %)	0,9030 (0,52 %)	1,0058 (0,59 %)
12 MV	0,9179 (0,29 %)	0,9255 (0,50 %)	1,0082 (0,58 %)
2 x 2 cm²-Alanine			
6 MV sans cône	0,8892 (0,27 %)	0,8938 (0,35 %)	1,0052 (0,44 %)
6 MV	0,8967 (0,26 %)	0,8928 (0,37 %)	0,9957 (0,45 %)
12 MV	0,8910 (0,25 %)	0,8963 (0,41 %)	1,0059 (0,48 %)

tableau VI.3_rapport $D_{tr\ w}/D_{tr\ g}$ déterminé au moyen de simulation Monte Carlo ou expérimentalement.

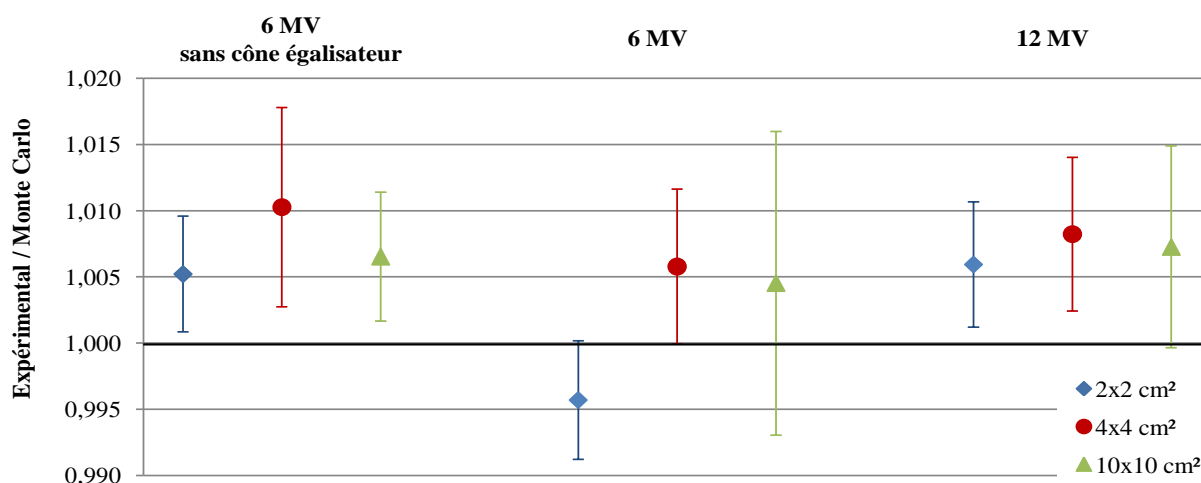


figure VI.1_rapport du transfert expérimental au transfert par simulations Monte Carlo.

Dans la suite de cette étude, et par souci de clarté, nous discuterons les résultats obtenus en se basant sur les coefficients d'étalonnage obtenus par la méthode directe. Les supports de discussion utilisant les résultats obtenus à partir du transfert expérimental seront présentés en annexe C.

Avant de comparer les coefficients d'étalonnage de la chambre Exradin A1SL pour les différentes tailles de champs d'irradiation, nous allons aborder un autre sujet important : le choix de l'indice de qualité adapté à des champs d'irradiation de dimensions variables.

VI.3. Choix d'un indice de qualité

VI.3.1] Introduction

En champ 10 x 10 cm², la variation des k_Q en fonction du $TPR_{20,10}$ peut être modélisée par une fonction sigmoïde. La courbe $k_Q = f(TPR_{20,10})$ dont plusieurs exemples sont donnés sur la figure VI.2 permet de déterminer le coefficient d'étalonnage d'une chambre d'ionisation dans un faisceau de photons d'un accélérateur linéaire. Pour ce faire, il suffit que l'utilisateur mesure le $TPR_{20,10}$ associé à ce faisceau et qu'il connaisse le coefficient d'étalonnage de la chambre dans un faisceau de ⁶⁰Co.

Pour des champs de dimensions inférieures à 10 x 10 cm², rien n'indique que l'utilisation du $TPR_{20,10}$ soit toujours adaptée. Pour vérifier ceci, nous avons étudié la variation des k'_Q en fonction des $TPR_{20,10}$ mesurés dans le paragraphe V.3.

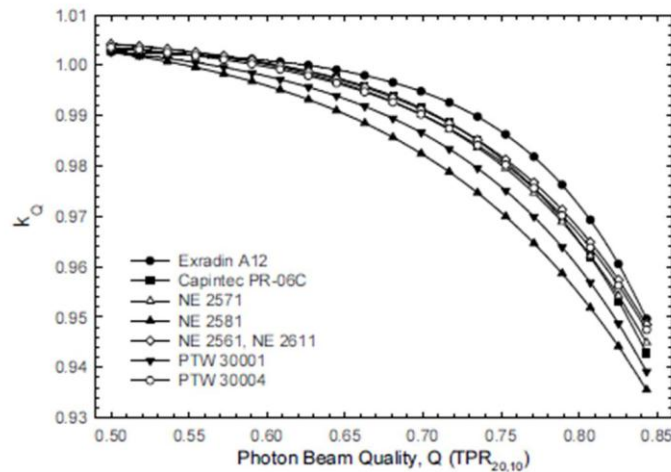


figure VI.2_Ajustement sigmoïdal des valeurs de k_Q pour différentes chambres d'ionisation cylindriques en fonction du $TPR_{20,10}$ [ANDREO, 2006].

VI.3.2] Étude de la variation des k'_Q en fonction des $TPR_{20,10}$

La figure VI.3 présente la variation du k'_Q de la chambre NE 2577 en fonction du $TPR_{20,10}$ pour les champs 10 x 10 et 4 x 4 cm². La figure VI.4 présente la variation du k'_Q de la chambre Exradin A1SL en fonction du $TPR_{20,10}$ pour les champs 10 x 10, 4 x 4 et 2 x 2 cm².

L'incertitude sur le coefficient d'étalonnage des chambres d'ionisation au ⁶⁰Co n'est pas prise en compte puisqu'elle est identique pour tous les k_Q' .

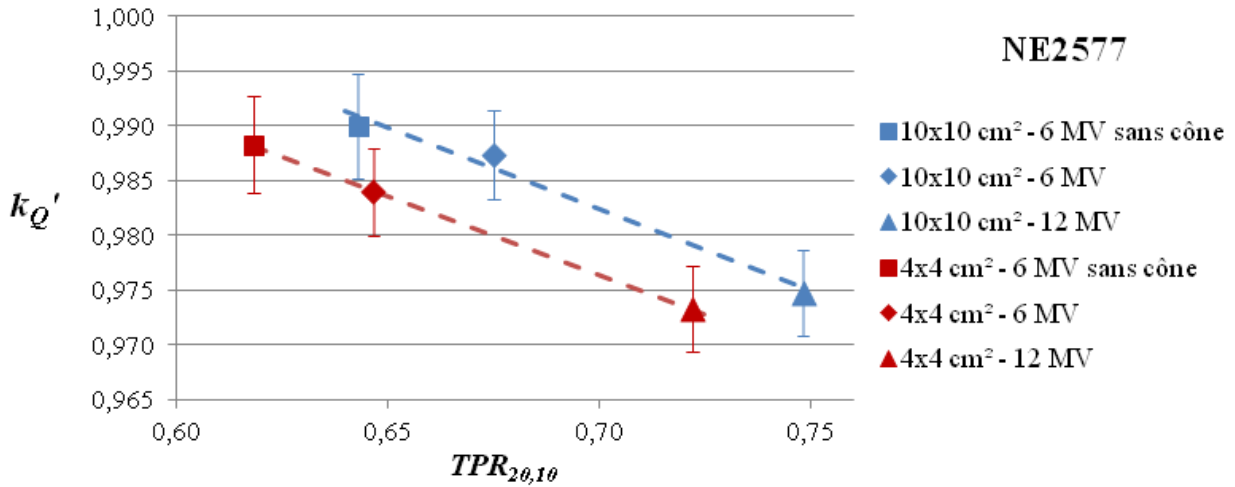


figure VI.3 facteurs de correction de qualité de faisceau en fonction des $TPR_{20,10}$ pour la chambre NE 2577 en champs 10 x 10 et 4 x 4 cm² (ici, méthode directe – pour les résultats utilisant le transfert expérimental, voir annexe C).

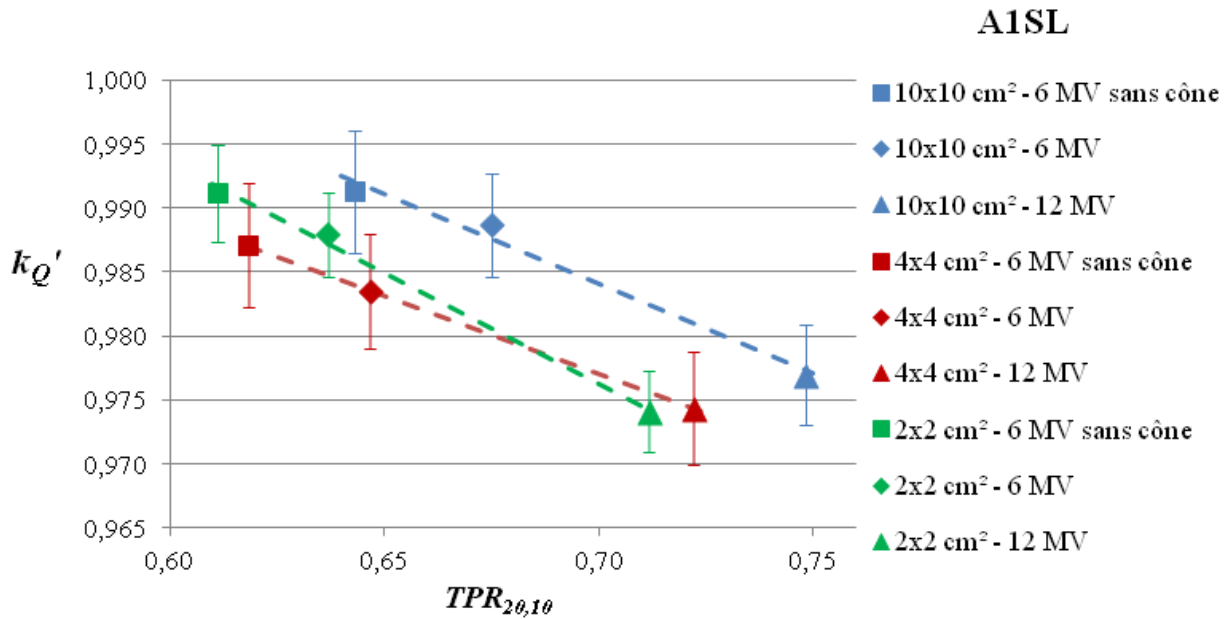


figure VI.4 facteurs de correction de qualité de faisceau en fonction des $TPR_{20,10}$ pour la chambre A1SL en champs 10 x 10 et 4 x 4 et 2 x 2 cm² (ici, méthode directe – pour les résultats utilisant le transfert expérimental, voir annexe C).

Ces résultats nous permettent de constater que pour une chambre d'ionisation et une taille de champ d'irradiation données, il est possible de trouver une fonction f simple telle que $k_Q' = f(TPR_{20,10})$.

Il est cependant impossible de trouver une fonction qui puisse s'ajuster à tous les points. Il apparaît donc que le $TPR_{20,10}$ n'est pas un indice de qualité adapté lorsque des champs d'irradiation de dimensions variables sont utilisés.

En l'absence d'un indice de qualité expérimental adapté, nous avons décidé d'étudier la possibilité d'utiliser le rapport des pouvoirs massiques restreints de ralentissement dans l'eau et dans l'air qui est, a priori, bien adapté aux chambres d'ionisation.

VI.3.3] Étude de la variation des k'_Q en fonction des $S_{w,air}$

VI.3.3.1] Théorie de la cavité de Bragg-Gray

Pour les faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie externe, l'utilisation des chambres d'ionisation est basée sur la théorie de Bragg-Gray.

Cette théorie stipule que pour une cavité d'air **idéale** placée dans l'eau

$$D_{eau} = D_{air} \times S_{w,air} \quad \left| \quad \text{VI.6} \right.$$

où :

- D_{eau} est la dose absorbée dans l'eau en l'absence de la chambre d'ionisation ;
- D_{air} est la dose absorbée dans l'air de la cavité de la chambre ;
- $S_{w,air}$ est le rapport des pouvoirs massiques restreints de ralentissement dans l'eau et dans l'air.

Une cavité d'air est considérée comme idéale seulement si elle ne perturbe pas la distribution spatiale et la distribution en énergie de la fluence des particules chargées qui la traversent. Dans le cas où cette condition est strictement respectée et à condition que le $S_{w,air}$ soit évalué à partir du spectre des particules chargées existant à la position du détecteur, l'application de l'équation VI.6 ne nécessite pas d'être en condition d'équilibre électronique en absence de la cavité [NAHUM, 2007].

Dans la pratique, aucune chambre d'ionisation n'est une cavité de Bragg-Gray idéale. En effet, l'interaction des photons avec les parois et l'électrode centrale de la chambre résultent en une modification de la fluence électronique. Ces effets sont généralement pris en compte en introduisant un facteur de perturbation appelé p dans l'équation VI.6.

$$D_{eau} = D_{air} \times S_{w,air} \times p \quad \left| \quad \text{VI.7} \right.$$

Intéressons-nous maintenant plus précisément au calcul des $S_{w,air}$ qui semblent donc être le principal paramètre influant sur la variation des coefficients d'étalonnage d'une chambre d'ionisation en fonction de la qualité du faisceau.

VI.3.3.2] Calculs des $S_{w,air}$ et équilibre électronique

Les $S_{w,air}$ associés aux faisceaux étudiés ont été calculés par simulation Monte Carlo dans un volume autour du point de référence à partir des fichiers d'espace des phases obtenus avec le code EGSnrc et au moyen du programme SPRRZnrc qui permet le calcul de $S_{w,air}$ d'après la définition de Spencer-Attix [ROGERS, 2010]. Les valeurs obtenues sont résumées dans le tableau VI.4. L'incertitude de type A associée au calcul de $S_{w,air}$ est égale à 0,01 %. Elle est négligeable par rapport à l'incertitude de type B estimée à 0,2 %.

$S_{w,air}$	6 MV sans cône	6 MV	12 MV
10 x 10 cm ²	1,1229	1,1200	1,1022
4 x 4 cm ²	1,1212	1,1182	1,0999
2 x 2 cm ²	1,1206	1,1175	1,0973

tableau VI.4_ $S_{w,air}$ calculés par simulations Monte Carlo avec le programme SPRRZnrc du code EGSnrc et pour une énergie cinétique de coupure pour les électrons de 10 keV.

Le calcul des $S_{w,air}$ à partir du programme SPRRZnrc suppose que la fluence des électrons dans l'air de la cavité est identique à celle existant dans l'eau en l'absence de la cavité. Dans le cas où il n'y a pas équilibre électronique dans l'eau en l'absence de la cavité, il apparaît peu probable que cette condition soit vérifiée.

Dans cette étude, si l'équilibre électronique en profondeur est assuré pour tous les faisceaux puisque le point de référence est situé à 10 cm de profondeur dans l'eau, ce n'est pas le cas pour l'équilibre électronique latéral. En effet, pour un champ de 10 x 10 cm², l'équilibre électronique latéral existe sans aucun doute sur une grande partie du faisceau (excepté dans la zone de pénombre). Par contre, si pour le champ de 4 x 4 cm², on a toujours équilibre électronique latéral sur l'axe du faisceau pour les qualités de faisceau que nous avons étudiées, ce n'est plus le cas en champ 2 x 2 cm² [LI, 1995].

On peut donc mettre en doute l'hypothèse de l'utilisation des $S_{w,air}$ calculés comme indice de qualité. Cependant, nous ne disposons pour le moment d'aucune information quantitative à ce sujet. C'est pourquoi nous avons étudié la variation des k'_Q obtenus pour nos faisceaux en fonction des $S_{w,air}$ correspondants. Il s'agit de déterminer si, malgré le manque d'équilibre électronique latéral, le $S_{w,air}$ reste le principal paramètre influant sur la variation des coefficients d'étalonnage d'une chambre d'ionisation en fonction de la qualité du faisceau.

VI.3.3.3] Résultats

Les k_Q' des chambres NE 2577 et A1SL sont représentés en fonction des $S_{w,air}$ sur la figure VI.5 et la figure VI.6. L'incertitude sur le coefficient d'étalonnage des chambres d'ionisation au ⁶⁰Co n'est pas prise en compte puisqu'elle est identique pour tous les k_Q' .

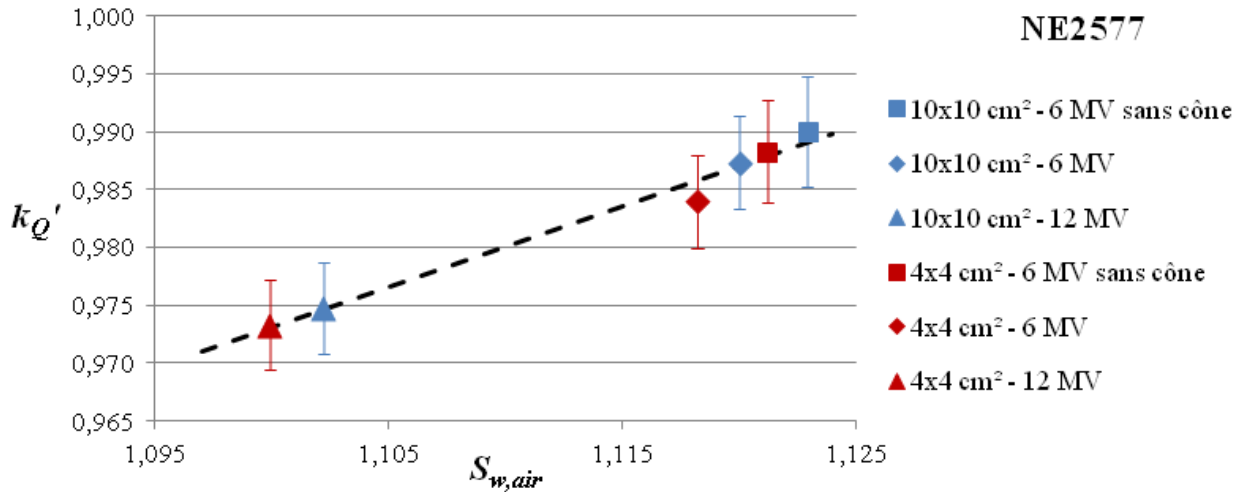


figure VI.5 facteurs de correction de qualité de faisceau en fonction des $S_{w,air}$ pour les chambres NE2571 et NE2577 en champs 10 x 10 et 4 x 4 cm² (ici, méthode directe – pour les résultats utilisant le transfert expérimental, voir annexe C).

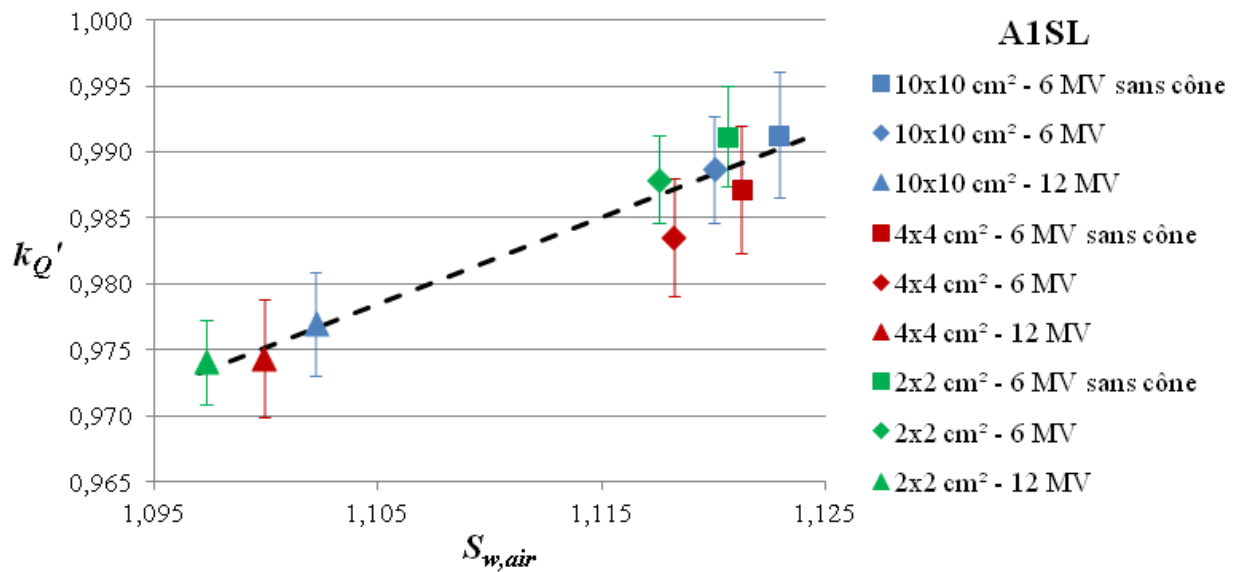


figure VI.6 facteurs de correction de qualité de faisceau en fonction des $S_{w,air}$ pour la chambre A1SL en champs 10 x 10 et 4 x 4, et 2 x 2 cm² (ici, méthode directe – pour les résultats utilisant le transfert expérimental, voir annexe C).

Au vu de ces résultats, nous constatons que pour la chambre NE 2577, les points sont très bien alignés et peu dispersés.

Pour la chambre Exradin A1SL, les résultats sont plus dispersés mais sont toujours alignés aux incertitudes près

Malgré le manque d'équilibre électronique latéral existant en champ 2 x 2 cm², il apparaît donc que, pour les faisceaux étudiés, le $S_{w,air}$ reste le paramètre d'influence prépondérant sur les variations du coefficient d'étalonnage de la chambre Exradin A1SL pour des champs d'irradiation de dimensions comprises entre 10 x 10 et 2 x 2 cm². Ceci en fait donc un indice de qualité adapté.

Malheureusement, les $S_{w,air}$ ne peuvent être ni calculés en routine, ni mesurés par le physicien médical. Il faudra donc, à terme, choisir une caractéristique du faisceau qui puisse être déterminée expérimentalement.

Pour terminer cette étude, nous allons comparer les coefficients d'étalonnage de la chambre Exradin A1SL pour les trois dimensions de champs d'irradiation étudiées.

VI.4. Comparaison des coefficients d'étalonnage de la chambre Exradin A1SL n°100988

Sur la figure VI.7 nous traçons, pour la chambre Exradin A1SL n°100988, le rapport des coefficients d'étalonnage en champs 4 x 4 ou 2 x 2 cm² sur les coefficients d'étalonnage établis en champ 10 x 10 cm².

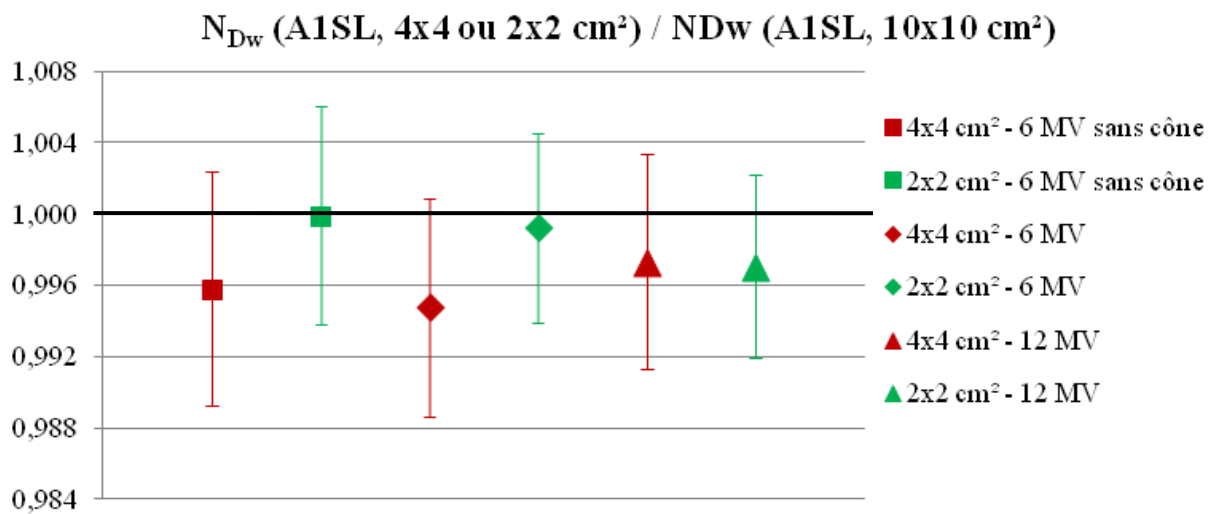


figure VI.7 rapport des coefficients d'étalonnage en champs 4 x 4 et 2 x 2 cm² et des coefficients d'étalonnage en champ 10 x 10 cm² pour la chambre A1SL n°100988 (ici, méthode directe – pour les résultats utilisant le transfert expérimental, voir annexe C).

L'écart maximal observé sur la figure VI.7 est de 0,5 % (entre les coefficients d'étalonnage de la chambre dans le faisceau de 6 MV en champs 4 x 4 et 10 x 10 cm²). Nous constatons par ailleurs que les rapports des coefficients d'étalonnage sont égaux à 1, ceci à un écart-type près.

Ce résultat est confirmé par la courbe des k'_Q en fonction des $S_{w,air}$. En effet, en utilisant la droite de la figure VI.6, l'erreur faite en négligeant la variation du coefficient d'étalonnage entre les champs 2 x 2 et 10 x 10 cm² est de l'ordre de 0,2 % à 6 MV et de 0,3 % à 12 MV.

En pratique, cela signifie que le coefficient d'étalonnage de la chambre A1SL établi en champ 10 x 10 cm² pourrait être utilisé pour une mesure de la dose dans un champ de 2 x 2 cm², à condition d'appliquer les facteurs de correction appropriés.

Cette conclusion n'est strictement applicable que pour les faisceaux étudiés et en particulier pour un champ de 2 x 2 cm² délimité par le collimateur additionnel. Avant de l'appliquer à un accélérateur quelconque ayant son système de collimation propre, une caractérisation des faisceaux est nécessaire. Si les $S_{w,air}$ des faisceaux appartiennent à la plage des $S_{w,air}$ des faisceaux étudiés dans ce travail, la droite traduisant la variation des k'_Q en fonction des $S_{w,air}$ peut alors être utilisée pour évaluer la variation du coefficient d'étalonnage.

Dans le cas où l'on s'intéresse à un faisceau d'énergie plus élevée (par exemple 20 MV), il n'est pas possible de prédire le résultat avec certitude. Il faudrait d'abord évaluer l'influence du manque d'équilibre électronique latéral pour de tels faisceaux. En effet, le parcours des électrons secondaires augmentant avec l'énergie, l'effet du manque d'équilibre électronique latéral pourrait devenir significatif.

VI.5. Conclusion du chapitre VI

Dans ce chapitre, plusieurs constatations ont pu être faites :

- En premier lieu, il apparaît que pour nos mesures, le transfert graphite-eau au moyen de simulations Monte Carlo et le transfert expérimental sont compatibles à deux écarts-types. Des études complémentaires devront être menées au LNHB, d'une part, pour améliorer la reproductibilité de la dosimétrie de Fricke et, d'autre part, pour augmenter le nombre de point de mesures et le nombre de lectures pour la dosimétrie RPE/alanine.
- Nous avons également soulevé la question du choix d'un indice de qualité adapté à la dosimétrie de référence pour des champs d'irradiation de dimensions variables. Le $TPR_{20,10}$ utilisé en champ 10 x 10 cm² n'est pas adapté à ces conditions. En l'absence d'un indice de qualité adapté et mesurable simplement, nous avons montré qu'il est possible d'utiliser le rapport des pouvoirs massiques restreints de ralentissement dans l'eau et dans l'air ($S_{w,air}$).
- Enfin, il apparaît que pour les faisceaux étudiés les coefficients d'étalonnage de la chambre Exradin A1SL n°100988 ne sont pas significativement différents pour des champs d'irradiation de dimensions comprises entre 10 x 10 cm² et 2 x 2 cm².

Conclusion générale et perspectives

Conclusion générale

Les nouvelles modalités de traitement de radiothérapie externe telles que la RCMI s'accompagnent d'une utilisation croissante de champs d'irradiation complexes obtenus par superposition de faisceaux de petites tailles selon de multiples angles d'incidence. Ces nouvelles modalités de traitement permettent d'augmenter la dose délivrée à la tumeur pour un meilleur contrôle local tout en réduisant la dose reçue par les tissus sains et les organes à risque voisins de la tumeur. Par contre, une difficulté existe quant à la traçabilité de la dose délivrée. En effet, les conditions de ces traitements sont très différentes des conditions de référence sur lesquelles se basent les protocoles internationaux tels que le TRS-398 de l'AIEA pour l'étalonnage des faisceaux, à savoir un champ d'irradiation statique de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à 100 cm de la source de rayons X [ANDREO, 2006].

Au cours de cette thèse, nous avons entamé le processus de rapprochement de la métrologie à la clinique en comparant les coefficients d'étalonnage d'une chambre d'ionisation établis en champ 10×10 , 4×4 et $2 \times 2 \text{ cm}^2$, pour trois faisceaux de photons de l'accélérateur linéaire médical du LNHB (6 MV sans cône égalisateur, 6 MV et 12 MV avec cône égalisateur). Ces coefficients d'étalonnage ont été déterminés à partir d'une mesure primaire par calorimétrie graphite suivie d'un transfert graphite-eau réalisé de deux manières : (1) par simulations Monte Carlo (méthode dite « directe ») ; (2) expérimentalement, par dosimétrie de Fricke en champs 10×10 et $4 \times 4 \text{ cm}^2$ et par dosimétrie alanine en champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

La réalisation de mesures en champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$ a nécessité des travaux préliminaires.

- Un collimateur additionnel a été usiné afin de définir un champ de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ suffisamment reproductible pour nos besoins ;
- Un calorimètre de petite section a été construit au LNHB ;
- Une étude détaillée des caractéristiques dosimétriques des chambres d'ionisation de volume inférieur à $0,1 \text{ cm}^3$ a été réalisée dans un faisceau de ^{60}Co de radiothérapie dans le but de choisir une chambre de référence satisfaisant aux critères du LNHB.

Cette étude a montré qu'un grand nombre de chambres d'ionisation de petit volume n'ont pas le comportement caractéristique d'un régime de chambre d'ionisation. D'autres chambres ont montré une dérive du courant mesuré trop importante pour leur utilisation en tant que chambre de référence au LNHB. Au terme de cette étude, un seul type de chambre satisfaisait à nos critères : le modèle Exradin A1SL.

Nous avons également montré qu'il est plus judicieux d'appliquer une tension de +150 V à ce modèle de chambre pour limiter les effets de la multiplication de charges. La multiplication de charges a en effet une influence non négligeable sur le courant mesuré lorsqu'une tension de +300 V, recommandée par le constructeur, est utilisée.

Suite à ces études préliminaires, les mesures et les simulations Monte Carlo permettant le calcul de références primaires et des coefficients d'étalonnage de la chambre Exradin ASL n°100988 ont pu être menées à bien.

Nous avons d'abord vu que le transfert direct par simulations Monte Carlo était compatible au transfert expérimental à deux écarts-types près. Cependant, du fait du manque de reproductibilité des mesures réalisées par dosimétrie de Fricke et du nombre peu important d'irradiations et de lectures réalisées pour la dosimétrie alanine/RPE, aucune conclusion définitive n'a pu être tirée quant à l'origine du désaccord des deux transferts à un écart-type.

Les coefficients d'étalonnage de la chambre A1SL de référence que nous avons obtenus au moyen de la méthode « directe » pour les neuf faisceaux étudiés (3 tailles de champs et 3 énergies nominales) ont une incertitude-type relative comprise entre 0,3 % et 0,5 %.

Cette incertitude est du même ordre de grandeur que celle des laboratoires homologues du LNHB. Elle est considérablement réduite par rapport à l'incertitude-type des références en champs $10 \times 10 \text{ cm}^2$ actuellement utilisées au LNHB (1,0 %).

Par ailleurs, les résultats obtenus au cours de cette étude en champs $10 \times 10 \text{ cm}^2$ montrent un bon accord avec les premiers résultats obtenus par calorimétrie eau au LNHB. La moyenne de ces deux valeurs sera probablement utilisée comme nouvelle valeur de référence du LNHB notamment pour le transfert aux utilisateurs. Ces références seront comparées aux références d'autres pays *via* une comparaison avec le BIPM en 2012.

Enfin, une comparaison entre les résultats obtenus au cours de cette thèse pour les différentes tailles de champs a été réalisée avec la PTB (Allemagne – calorimétrie eau) dans le cadre du projet EBCT. Les premiers résultats montrent un bon accord entre la PTB et le LNHB.

Nous avons également démontré que l'utilisation du $TPR_{20,10}$ comme indice de qualité n'est pas adaptée à la dosimétrie de référence pour des champs d'irradiation de dimensions variables. En l'absence d'un indice de qualité adapté et mesurable simplement, nous proposons d'utiliser le rapport des pouvoirs massiques restreints de ralentissement des électrons secondaires dans l'eau et dans l'air ($S_{w,air}$).

Enfin, nous avons montré que, pour les faisceaux étudiés, le coefficient d'étalonnage de la chambre Exradin A1SL de référence est indépendant de la dimension du champ d'irradiation entre 10×10 et $2 \times 2 \text{ cm}^2$, à un écart-type près. En pratique, le coefficient d'étalonnage de cette chambre établi en champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pourrait donc être utilisé pour la mesure de la dose dans des champs d'irradiation jusqu'à $2 \times 2 \text{ cm}^2$, à condition d'appliquer les facteurs de correction appropriés (à savoir les facteurs de correction de saturation, de polarité et de profil). Cette conclusion n'est strictement applicable que pour les faisceaux étudiés et en particulier pour un champ de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ délimité par le collimateur additionnel.

Avant de l'appliquer à un accélérateur quelconque ayant son système de collimation propre, une caractérisation des faisceaux de cet accélérateur est nécessaire. Par ailleurs, dans le cas où l'on s'intéresse à un faisceau d'énergie plus élevée (par exemple 20 MV), il n'est pas possible de prédire le résultat avec certitude. Il faudrait d'abord évaluer l'influence du manque d'équilibre électronique latéral pour de tels faisceaux

Perspectives

Des champs d'irradiation de dimensions inférieures à $2 \times 2 \text{ cm}^2$ (jusqu'à 4 mm de diamètre) sont utilisés par les nouvelles modalités de traitement en radiothérapie externe. L'évolution des références dosimétriques primaires doit donc se poursuivre.

Les références actuelles sont établies à l'aide de dosimètres plus petits que le champ d'irradiation, l'objectif étant de mesurer la dose en un point. Pour des champs de dimensions inférieures à $2 \times 2 \text{ cm}^2$, la logique de miniaturisation des dosimètres primaires « ponctuels » atteint sa limite et implique l'utilisation de dosimètres de transfert actifs et passifs de petites tailles. Ceci conduit alors à une augmentation de l'incertitude associée à la dose délivrée au patient et à une complexification de la méthode de mesure. Pour contourner ce problème, le LNHB a proposé une solution alternative à l'approche ponctuelle conduisant à la définition d'une nouvelle grandeur dosimétrique [OSTROWSKY, 2010a ; OSTROWSKY, 2010b].

L'approche proposée est similaire à l'approche utilisée pour la mesure de l'exposition en radiodiagnostic, à savoir la mesure du Produit Dose Surface. Plutôt que d'utiliser un petit détecteur mesurant uniquement une partie du faisceau, un grand détecteur mesurerait le champ d'irradiation dans sa totalité. **Il s'agit donc de substituer à la grandeur de « dose absorbée en un point », la grandeur « dose absorbée sur la surface totale du faisceau ».** Ce concept peut s'appliquer aussi bien aux instruments primaires qu'aux instruments de transfert tels que les chambres d'ionisation.

Une thèse sur ce sujet débutera fin 2011 au LNHB. Si cette idée s'avère réalisable à moyen terme au niveau d'un laboratoire de métrologie, son application à plus long terme dans les services de radiothérapie ne pourra avoir lieu sans une forte implication des industriels du secteur et des physiciens médicaux. Il s'agira non seulement d'adapter les algorithmes de calcul des TPS à la nouvelle grandeur dosimétrique mais également de commercialiser de nouveau type de détecteurs.

Bibliographie

[AFNOR, 2005]

AFNOR (2005) Exigences générales concernant la compétence des laboratoires d'étalonnages et d'essais. *NF EN ISO/CEI 17025*.

[AGOSTINELLI, 2008]

S. AGOSTINELLI, S. GARELLI, M. PIERGENTILI et F. FOPPIANO (2008) Response to high-energy photons of PTW31014 PinPoint ion chamber with a central aluminum electrode. *Medical Physics*, 35, 3293-3301.

[ALFONSO, 2008]

R. ALFONSO, P. ANDREO, R. CAPOTE, M. S. HUQ, W. KILBY, P. KJÄLL, T. MACKIE, H. PALMANS, K. ROSSER et J. SEUNTJENS (2008) A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Medical Physics*, 35, 5179.

[ALLISY, 2009]

P. J. ALLISY, D. T. BURNS et P. ANDREO (2009) International framework of traceability for radiation dosimetry quantities. *Metrologia*, 46, S1-S8.

[ALMOND, 1999]

P. ALMOND, P. BIGGS, B. COURSEY, W. HANSON, M. HUQ, R. NATH et D. ROGERS (1999) AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Medical Physics*, 26, 1847-1870.

[ANDREO, 2006]

P. ANDREO, D. BURNS, K. HOHLFELD, M. HUQ, T. KANAI, F. LAITANO, V. SMYTH et S. VYNCKIER (2006) IAEA Technical Report Series n°398 : Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, Vienna, International Atomic Energy Agency.

[BALTÈS, 2007]

D. BALTÈS (2007) Protocole de mesure pour la dosimétrie de Fricke - Note technique LNHB 05/50 indice C.

[BLAZY-AUBIGNAC, 2007]

L. BLAZY-AUBIGNAC (2007) Contrôle qualité des systèmes de planification dosimétrique des traitements en radiothérapie externe au moyen du code Monte Carlo PENELOPE. Université Toulouse III - Paul Sabatier.

[CHAUVENET, 1997]

B. CHAUVENET et ET AL. (1997) Comparison of graphite-to-water absorbed-dose transfers for ^{60}Co photon beams using ionometry and Fricke dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 42, 2053.

[DAURES, 2005]

J. DAURES et A. OSTROWSKY (2005) Mesure de la dose absorbée de référence dans le graphite à l'aide du calorimètre en graphite GR8 dans les faisceaux de photons de 6 MV, 12 MV et 20 MV du Saturne 43 - Note technique LNHB 05/37.

[DEBLOIS, 2000]

F. DEBLOIS, C. ZANKOWSKI et E. PODGORSK (2000) Saturation current and collection efficiency for ionization chambers in pulsed beams. *Medical Physics*, 27, 1146-1155.

[DELAUNAY, 2008]

F. DELAUNAY (2008) NT 08/33 - Analyse de reproductibilité de mesures ionométriques dans les faisceaux et exemples de calculs d'incertitudes ionométriques pour les mesures dans les sources radioactives ou à Delphes suivant NT LNHB 07/07.

[DELAUNAY, 2011]

F. DELAUNAY, J. DAURES, J. GOURIOU, A. OSTROWSKY et B. RAPP (2011) NT LNHB 2011/39 : Détermination de la dose absorbée dans l'eau par la méthode directe à partir de la dose dans l'absorbeur du calorimètre graphite GR9 dans le faisceau de cobalt-60 2C.

[DERIKUM, 2002]

K. DERIKUM (2002) Correcting for ion recombination effects in ionization chambers consistently in continuous and pulsed radiation. *Proceedings of the International Symposium on Standards and Codes of Practice in Medical Radiation Dosimetry*, IAEA-CN-96-30.

[EBCT]

EBCT JRP7 External Beam Cancer Therapy [Online]. Available: <http://www.ptb.de/EURAMET-JRP7/> [Accessed].

[GE]

GE Saturne 40/41/42/43 Serie 800, Manuel de l'Utilisateur. General Electric Medical Systems.

[ICRU24, 1976]

ICRU24 (1976) Report 24 : Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures. International Commission on Radiation Units and Measurements.

[ICRU64, 2001]

ICRU64 (2001) Report 64 : Dosimetry of High-Energy Photons Beams based on Standards of Absorbed Dose to Water. International Commission on Radiation Units and Measurements.

[ICRU85, 2011]

ICRU85 (2011) Report 85 : Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. International Commission on Radiation Units and Measurements.

[INCA, 2010]

INCA (2010) La situation du cancer en France en 2010 Boulogne-Billancourt, Collection Rapports & synthèses, ouvrage collectif édité par l'INCa.

[JCGM, 2008]

JCGM (2008) Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement. 1ère ed.

[JO.RF, 2003]

JO.RF (2003) Arrêté du 3 mars 2003 fixant les listes des dispositifs médicaux soumis à l'obligation de maintenance et au contrôle de qualité mentionnés aux articles L. 5212-1 et D. 665-5-3 du code de la santé publique *Journal Officiel de la République Française du 19 mars 2003*, 4848-4849.

[JO.UE, 1997]

JO.UE (1997) Directive 97/43/Euratom du Conseil du 30 juin 1997 relative à protection sanitaire des personnes contre les dangers des rayonnements ionisants lors d'expositions à des fins médicales. *Journal Officiel de l'Union européenne*, 22-27.

[KAWRAKOW, 2003]

I. KAWRAKOW et D. W. O. ROGERS (2003) The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport - Rapport NRCC PIRS-701- 7 novembre 2003.

[LEDERMAN, 1981]

M. LEDERMAN (1981) The early history of radiotherapy: 1895–1939. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 7, 639-648.

[LI, 1995]

X. A. LI, M. SOUBRA, J. SZANTO et L. GERIG (1995) Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps. *Medical Physics*, 22, 1167.

[LNHB/LMD, 2008]

LNHB/LMD (2008) NT LNHB 07/07/B-Incertitudes de mesure des paramètres hors rayonnements ionisants au LNHB/LMD.

[MAZURIER, 1999]

J. MAZURIER (1999) Adaptation du code Monte Carlo PENELOPE pour la métrologie de la dose absorbée : caractérisation des faisceaux de photons X de haute-énergie et calcul des facteurs de correction de dosimètres de référence. Université Paul Sabatier - Toulouse.

[MAZURIER, 2001]

J. MAZURIER et ET AL. (2001) Calculation of perturbation correction factors for some reference dosimeters in high-energy photon beams with the Monte Carlo code PENELOPE. *Physics in Medicine and Biology*, 46, 1707.

[MCEWEN, 2010]

M. MCEWEN (2010) Measurement of ionization chamber absorbed dose k factors in megavoltage photon beams. *Medical Physics*, 37, 2179-2193.

[NAHUM, 2007]

A. NAHUM (2007) Principles and basic concepts in radiation dosimetry. In: P. MAYLES, A. NAHUM & J. C. ROSENWALD (eds.) *Handbook of radiotherapy physics - Theory and practice*. Taylor & Francis Group, LLC.

[ORIGIN®]

ORIGIN® OriginPro 7.5 SR0 - OriginLab Corporation, One Roundhouse Plaza, Northampton, MA 01060 USA - <http://OriginLab.com>.

[OSTROWSKY, 2008]

A. OSTROWSKY et N. LECERF (2008) Construction du calorimètre en graphite GR9 (caractéristiques techniques et géométriques) - Note technique LNHB 08/013.

[OSTROWSKY, 2010a]

A. OSTROWSKY, J.-M. BORDY, J. DAURES, L. DE CARLAN et F. DELAUNAY (2010a) Dosimetry for small size beams such as IMRT and stereotactic radiotherapy, is the concept of the dose at a point still relevant? Proposal for a new methodology - Rapport CEA-R-6243.

[OSTROWSKY, 2010b]

A. OSTROWSKY, J.-M. BORDY, L. DE CARLAN, J. DAURES, F. DELAUNAY et B. RAPP (2010b) Dosimetry for small size beams such as IMRT and stereotactic radiotherapy. *International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry - IAEA -2010*.

[OSTROWSKY, 2010c]

A. OSTROWSKY et J. DAURES (2010c) Références dosimétriques pour les RX de haute énergie dans les petits champs en RCMI : construction et mise en oeuvre d'un calorimètre en graphite de petite section - Note technique LNHB 10/12.

[PALMANS, 2010]

H. PALMANS, R. THOMAS, S. DUANE, E. STERPIN et S. VYNCKIER (2010) Ion recombination for ionization chamber dosimetry in a helical tomotherapy unit. *Medical Physics*, 37, 2876-2889.

[PODGORSKAK, 2005]

E. B. PODGORSKAK (2005) Treatment Machines for External Beam Radiotherapy. In: E. B. PODGORSKAK (ed.) *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency.

[RAPP, 2010]

B. RAPP, A. OSTROWSKY et J. DAURES (2010) The LNE-LNHB water calorimeter : measurements in a ^{60}Co beam. *International Symposium on Standards, Applications and Quality Assurance in Medical Radiation Dosimetry (IDOS)*, Book of extended synopses, IAEA-CN-182-008, 13.

[ROGERS, 2007]

D. W. O. ROGERS, B. WALTERS et I. KAWRAKOW (2007) BEAMnrc Users Manual - Rapport NRCC PIRS-509revK - 13 février 2007.

[ROGERS, 2010]

D. W. O. ROGERS, I. KAWRAKOW, J. SEUNTJENS, B. R. B. WALTERS et E. MAINEGRA-HIING (2010) NRC User Codes for EGSnrc - NRCC Report PIRS-702(revB).

[SALVAT, 2003]

F. SALVAT, J. FERNANDEZ-VAREA et J. SEMPAT (2003) PENELOPE – A code system for Monte Carlo simulation of Electron and Photon transport, Workshop proceedings, Issy-les-Moulineaux, France, 7-10 juillet 2003.

[SEUNTJENS, 2009]

J. SEUNTJENS et S. DUANE (2009) Photon absorbed dose standards. *Metrologia*, 46, S39.

[SHAPIRO, 1965]

S. S. SHAPIRO et M. B. WILK (1965) An Analysis of Variance Test for Normality (Complete Samples). *Biometrika*, 52, 591-611.

[SOREL, 2010]

S. SOREL (2010) Nouveau protocole de mesure pour la dosimétrie de Fricke - Note technique LNHB 10/61.

[TAKATA, 2011]

N. TAKATA et Y. MORISHITA (2011) Effect of radiation-induced charge accumulation on build-up cap on the signal current from an ionisation chamber. *Radiation Protection Dosimetry*, 145, 21-27.

[THWAITES, 2005]

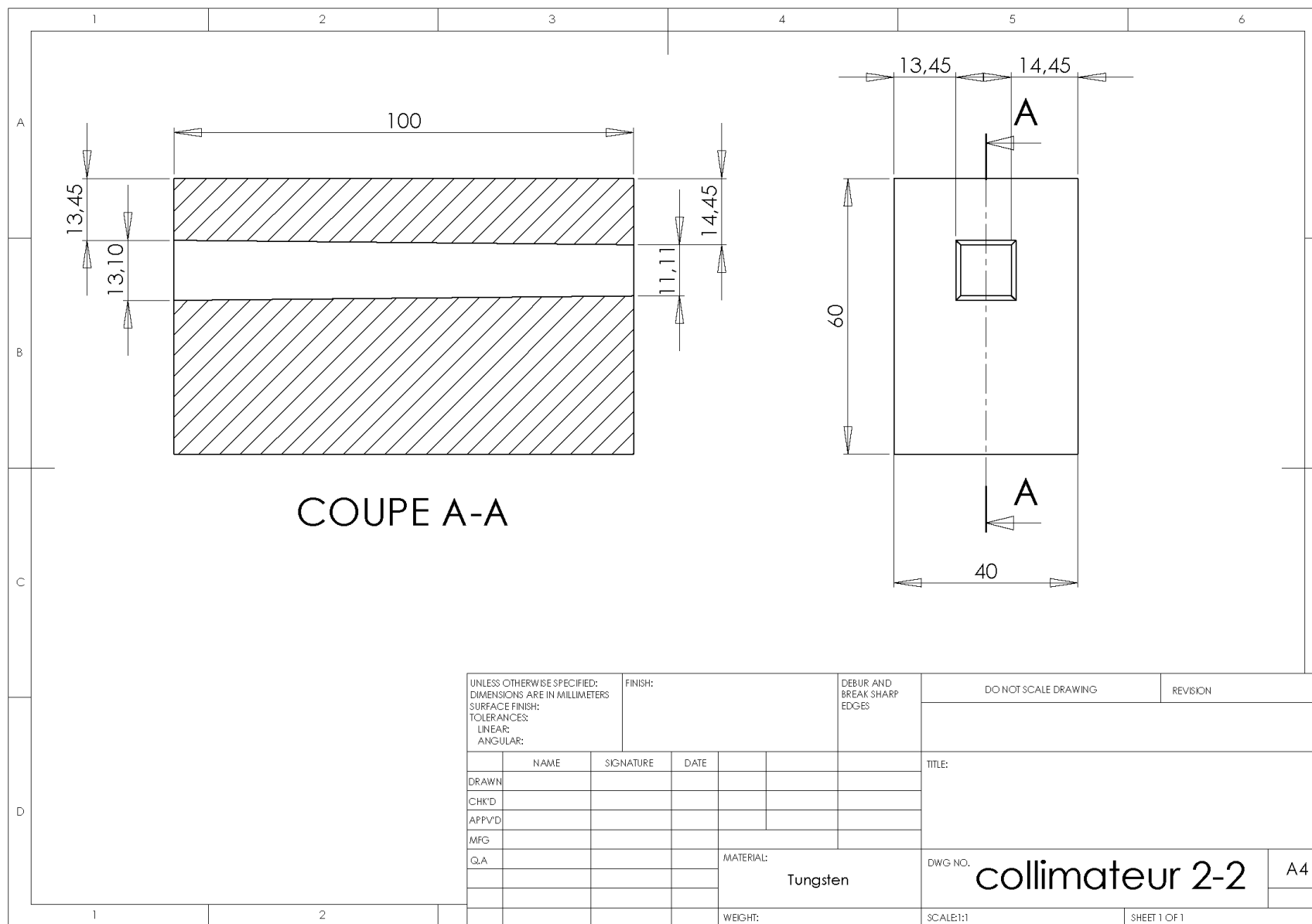
D. I. THWAITES, B. J. MIJNHEER et J. A. MILLS (2005) Quality Assurance of External Beam Radiotherapy. In: E. B. PODGORSK (ed.) *Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students*. Vienna: International Atomic Energy Agency.

[ZANKOWSKI, 1998]

C. ZANKOWSKI et E. PODGORSK (1998) Determination of saturation charge and collection efficiency for ionization chambers in continuous beams. *Medical Physics*, 25, 908-915.

Annexe A

**Plan du collimateur additionnel définissant
un champ de 2 x 2 cm² à 100 cm de la source**



Annexe B

Lexique Code PENELOPE – paramètres du transport des électrons et des positons

DSMAX

Parcours moyen maximum, exprimé en centimètre, entre deux interactions « catastrophiques ». Dans le cas d'une région d'intérêt petite, la valeur de DSMAX est ajustée à 1/20ième de l'épaisseur minimale de cette région afin d'assurer un nombre suffisant d'interactions, soit une vingtaine environ.

C1

Grandeur liée à la déflection angulaire moyenne produite lors d'une diffusion élastique multiple le long d'un parcours égal au libre parcours moyen entre deux interactions 'catastrophiques' successives.

C2

Fraction moyenne maximale de l'énergie perdue entre deux interactions élastiques « catastrophiques » successives.

Wcc

Perte d'énergie seuil, exprimée en eV, pour les collisions « catastrophiques » inélastiques.

Wcr

Perte d'énergie seuil, exprimée en eV, pour les émissions de Bremsstrahlung.

Annexe C

Analyse des résultats à partir du transfert expérimental (*cf. VI.3 et VI.4*)

Nous présentons ici, les graphiques liés à l'analyse des résultats obtenus à partir du transfert expérimental (dosimètre de Fricke en champs 10 x 10 et 4 x 4 cm² et dosimètre alanine en champ 2 x 2 cm²). Ces résultats aboutissant aux mêmes conclusions que celles obtenues à partir du transfert direct, les graphiques sont présentés sans commentaires.

VI.3. Choix d'un indice de qualité

VI.3.2] Étude de la variation des k'_Q en fonction des $TPR_{20,10}$

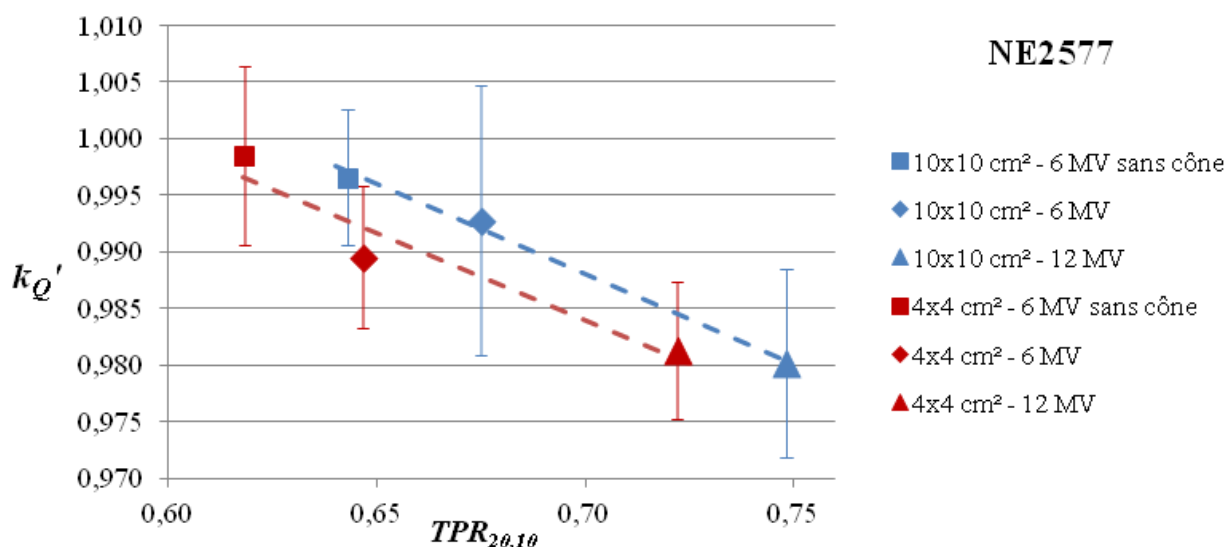


figure VI.3.bis facteurs de correction de qualité de faisceau en fonction des $TPR_{20,10}$ pour la chambre NE 2577 en champs 10 x 10 et 4 x 4 cm² (ici, méthode avec dosimètre de transfert).

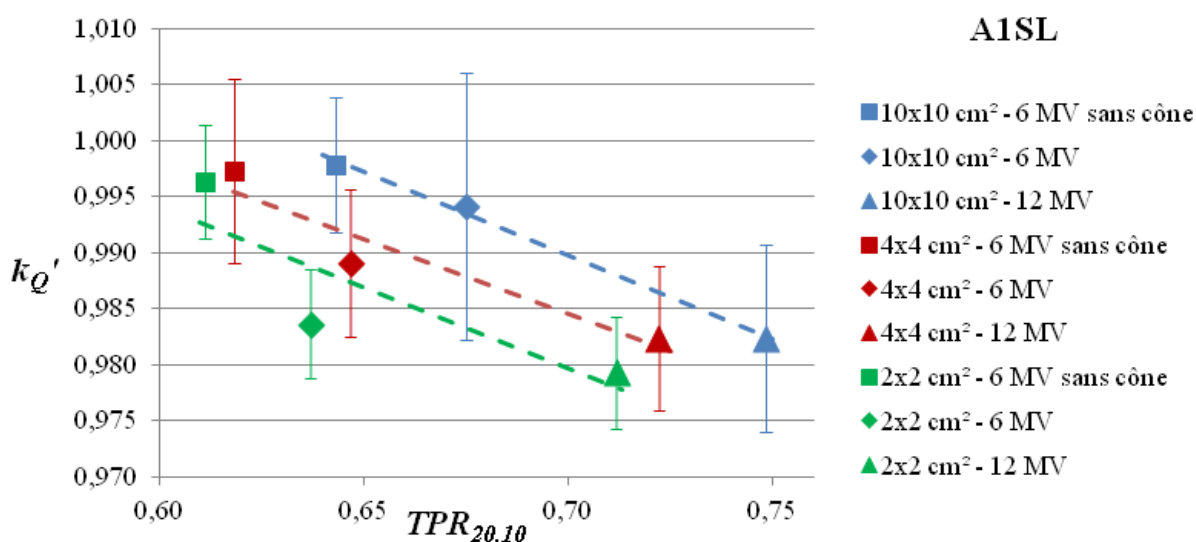


figure VI.4.bis facteurs de correction de qualité de faisceau en fonction des $TPR_{20,10}$ pour la chambre A1SL en champs 10 x 10 et 4 x 4 et 2 x 2 cm² (ici, méthode avec dosimètre de transfert).

VI.3.3] Étude de la variation des k_Q' en fonction des $S_{w,air}$

VI.3.3.3] Résultats

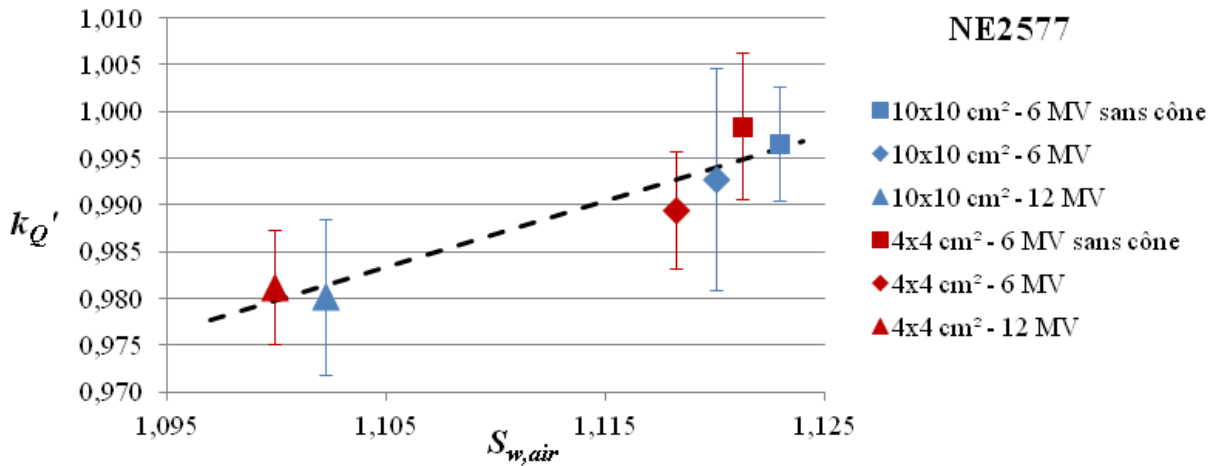


figure 0.1 _facteurs de correction de qualité de faisceau en fonction des $S_{w,air}$ pour les chambres NE2571 et NE2577 en champs 10 x 10 et 4 x 4 cm² (ici, méthode avec dosimètre de transfert).

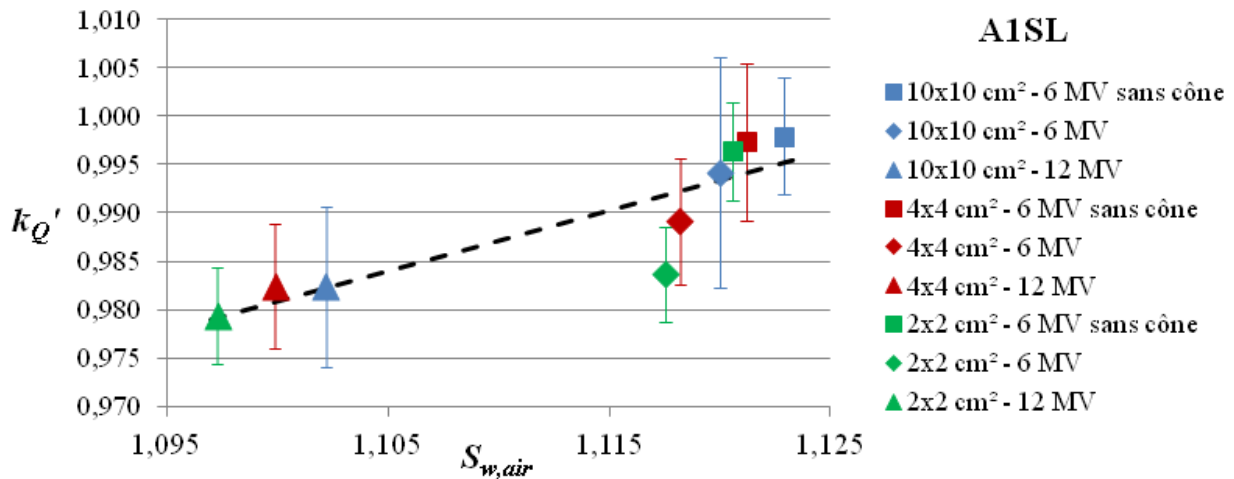


figure VI.6.bis _facteurs de correction de qualité de faisceau en fonction des $S_{w,air}$ pour la chambre A1SL en champs 10 x 10 et 4 x 4, et 2 x 2 cm² (ici, méthode avec dosimètre de transfert).

VI.4. Comparaison des coefficients d'étalonnage de la chambre Exradin A1SL n°100988

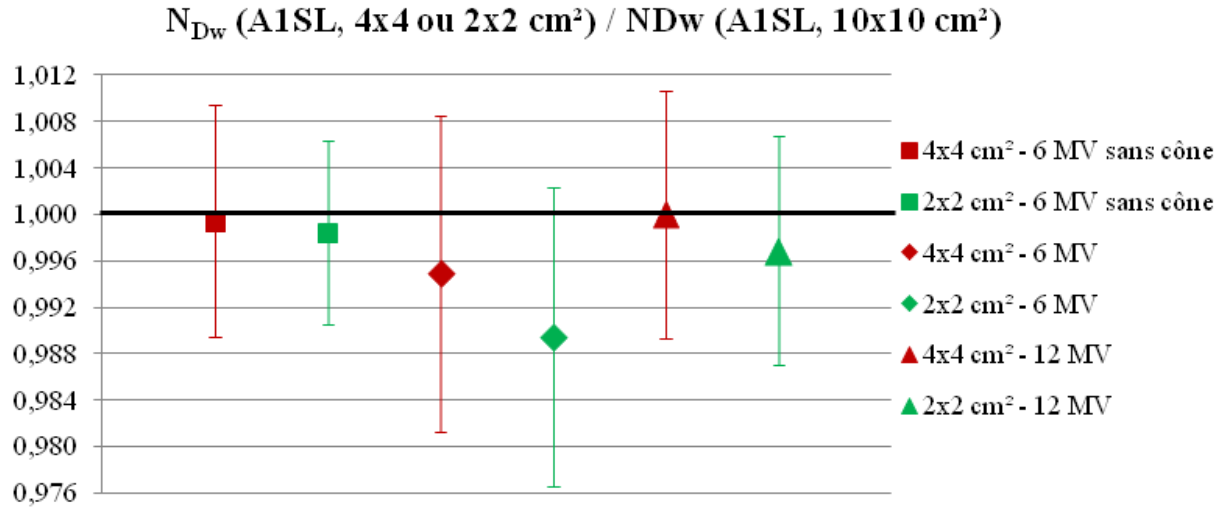


figure VI.7.bis_rapport des coefficients d'étalonnage en champs 4 x 4 et 2 x 2 cm² et des coefficients d'étalonnage en champ 10 x 10 cm² pour la chambre A1SL n°100988 (ici, méthode avec dosimètre de transfert).

Communications et publications

Publications dans des revues à comité de lecture

M. Le Roy, L. de Carlan, F. Delaunay, M. Donois, P. Fournier, A. Ostrowsky, A. Vouillaume et JM. Bordy. *Assessment of small volume ionization chambers as reference dosimeters in high-energy photon beams.*

In : Physics in Medicine and Biology, 56 (2011), 5637-5650.

Conférences nationales et internationales

Résumés publiés

M. Le Roy, L. de Carlan, F. Delaunay, J. Gouriou, V. Lourenço, A. Ostrowsky, S. Sorel, J.M. Bordy, S. Hachem. *Establishment of references in terms of absorbed dose to water in small MV X-ray beams*

In : Radiotherapy and Oncology, Volume 96, Supplement 1, Page S515 (résumés de la conférence ESTRO 29, Barcelone, Espagne, 12-16 septembre 2010).

M. Le Roy, L. de Carlan, F. Delaunay, M. Donois, P. Fournier, A. Ostrowsky, A. Vouillaume, JM. Bordy et S. Hachem. *Recherche d'une chambre d'ionisation de petit volume pour l'établissement des références primaires du LNHB en champ 2 x 2 cm².*

In : Physica Medica, Volume 27, Supplement 1, Pages S22 (résumés des 50èmes Journées Scientifiques de la SFPM ; Nantes, 8-10 juin 2011)

M. Le Roy, L. de Carlan, F. Delaunay, J. Gouriou, V. Lourenço, A. Ostrowsky, L. Sommier, S. Sorel, D. Vermesse, J.M. Bordy et S. Hachem. *Développement de références dosimétriques pour des petits champs d'irradiation dans des faisceaux de photons de haute énergie.*

In : Physica Medica, Volume 27, Supplement 1, Pages S21-S22 (résumés des 50èmes Journées Scientifiques de la SFPM ; Nantes, 8-10 juin 2011)

Autres présentations et posters

L. de Carlan, **M. Le Roy**, F. Delaunay, M. Donois, P. Fournier, A. Ostrowsky, A. Vouillaume, J.M. Bordy. *Assessment of small volume ionization chambers as reference dosimeters in high-energy photon beam.*

In : Conference on Advanced Metrology for Cancer Therapy (CAMCT), Novembre 2011, Braunschweig, Germany.

F. Delaunay, **M. Le Roy**, J. Gouriou, A. Ostrowsky, L. Sommier, S. Sorel, D. Vermesse, M. Pimpinella, A.S. Guerra, A. Petrucci. *Current photon beam specifiers and small fields.*

In : Conference on Advanced Metrology for Cancer Therapy (CAMCT), Novembre 2011, Braunschweig, Germany.

F. Delaunay, **M. Le Roy**, J. Gouriou, A. Ostrowsky, L. Sommier, D. Vermesse, R.-P. Kapsch, A. Krauss, J. Illeman. *Comparison of PTB and LNE-LNHB in the absorbed dose to water unit.*

In : Conference on Advanced Metrology for Cancer Therapy (CAMCT), Novembre 2011, Braunschweig, Germany.

M. Le Roy, J. El Hajjaji et J.M. Bordy. *Utilisation des plans d'expériences pour la modélisation Monte Carlo des faisceaux de photons d'un accélérateur linéaire de radiothérapie.*

In : Forum DIGITEO 2010 ; Palaiseau, 12 octobre 2010

M. Le Roy, L. de Carlan, F. Delaunay, J. Gouriou, V. Lourenço, A. Ostrowsky, S.Sorel, J.M. Bordy et S. Hachem. *Développement de références dosimétriques pour les petits champs dans des faisceaux de photons de haute énergie : comparaison des références en champ 10 x 10 et 4 x 4 cm².*

In : 49èmes Journées Scientifiques de la SFPM ; Bordeaux, 19-21 mai 2010

M. Le Roy, L. de Carlan, M. Donois, A. Ostrowsky, A. Vouillaume et S. Hachem. *Étude de la réponse de chambres d'ionisation de petit volume pour la dosimétrie en radiothérapie par modulation d'intensité.*

In : 49èmes Journées Scientifiques de la SFPM ; Bordeaux, 19-21 mai 2010

M. Le Roy, L. de Carlan, F. Delaunay, J. Gouriou, A. Ostrowsky, S.Sorel, J.M. Bordy et S. Hachem. *Establishment of references in terms of absorbed dose to water in MV X-ray beams for small radiation fields.*

In : 2ème Congrès International : "Medical radiations : Research and Applications" RMRA-2010; Marrakech, Maroc, 7-9 avril 2010

M. Le Roy, J.M. Bordy, L. de Carlan, F. Delaunay, J. Gouriou, V. Lourenço, A. Ostrowsky, S.Sorel et A. Vouillaume. *Développement de références dosimétriques pour les petits champs dans des faisceaux de photons de haute énergie : présentation du projet et premiers résultats.*

In : 26èmes Journées des Laboratoires Associés de Radiophysique et de Dosimétrie (LARD) ; Lausanne, novembre 2009.

M. Le Roy, J.M. Bordy, L. de Carlan, F. Delaunay, T. Garcia, J. Gouriou, V. Lourenço, A. Ostrowsky, S.Sorel et A. Vouillaume. *Développement de références dosimétriques pour les petits champs dans des faisceaux de photons de haute énergie : présentation du projet.*

In : 48èmes Journées Scientifiques de la SFPM ; Montauban, 3-5 juin 2009

Présentations école doctorale et CEA

Étude de références dosimétriques nationales pour la radiothérapie – applications aux irradiations conformationnelles. Journée des thèses LNHB – 20 juin 2011.

Développement de références dosimétriques pour les petits champs dans des faisceaux de photons de haute énergie. Journées des Doctorants de 2ème année de l'EDSFA – 31/05/2010.

Étude de références dosimétriques nationales pour la radiothérapie - application aux nouvelles modalités de traitement (RCMI). Journée des thèses LNHB – 2 juin 2010.

Étude de références dosimétriques nationales pour la radiothérapie – application aux nouvelles modalités de traitement, Journées des thèses du DETECS, Juin 2009, CEA Saclay.

Étude de références dosimétriques nationales en radiothérapie externe : application aux irradiations conformationnelles

AUTEUR : Maiwenn LE ROY

CO-DIRECTEURS DE THESE : Sabet HACHEM et Jean-Marc BORDY

LIEU ET DATE DE SOUTENANCE : Saclay, INSTN, le 8 septembre 2011

RÉSUMÉ :

Le développement de nouvelles modalités de traitement telles que la RCMI et la radiothérapie stéréotaxique s'accompagne d'une utilisation croissante de champs d'irradiation complexes obtenus par superposition de faisceaux de petite taille ayant de multiples angles d'incidence. Ces nouvelles conditions de traitement sont très différentes des conditions de référence sur lesquelles se basent les protocoles dosimétriques internationaux.

Ces travaux de thèse se proposent de réaliser des références dosimétriques pour des champs d'irradiation de dimensions inférieures à $10 \times 10 \text{ cm}^2$, à savoir 4×4 et $2 \times 2 \text{ cm}^2$. Il s'agit, dans la pratique, de comparer les coefficients d'étalonnage d'une chambre d'ionisation en termes de dose absorbée dans l'eau, pour les faisceaux de photons de 6 MV (avec et sans cône égalisateur) et de 12 MV de l'accélérateur linéaire médical du LNHB.

Les références ont été déterminées à partir d'une mesure par calorimétrie graphite. Pour les mesures en champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$, un calorimètre disposant d'un absorbeur de petites dimensions a été construit. Par ailleurs, une chambre d'ionisation adaptée à cette taille de champ a été recherchée.

Nous avons montré que, pour les faisceaux étudiés, le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation de référence est indépendant de la dimension du champ d'irradiation entre 10×10 et $2 \times 2 \text{ cm}^2$, aux incertitudes près (environ 0,4 % à un écart-type).

MOTS CLÉS :

Références dosimétriques

Dose absorbée dans l'eau

Radiothérapie externe

Faisceaux de photons de petites dimensions

Chambres d'ionisation

Calorimètre graphite

Simulations Monte Carlo